



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A BIOMECHANIKY

INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND BIOMECHANICS

URČOVÁNÍ MECHANICKÝCH VLASTNOSTÍ SPONGIÓZNÍ KOSTNÍ TKÁŇ LEBEČNÍ KOSTI

DETERMINATION OF MECHANICAL PROPERTIES OF CANCELLOUS BONE TISSUE OF SKULL BONE

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

TOMÁŠ VOTAVA

VEDOUcí PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. PETR MARCIÁN, Ph.D.

BRNO 2020

Zadání bakalářské práce

Ústav: Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky
Student: **Tomáš Votava**
Studijní program: Strojírenství
Studijní obor: Základy strojního inženýrství
Vedoucí práce: **Ing. Petr Marcián, Ph.D.**
Akademický rok: 2019/20

Ředitel ústavu Vám v souladu se zákonem č.111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním řádem VUT v Brně určuje následující téma bakalářské práce:

Určování mechanických vlastností spongiózní kostní tkáně lebeční kosti

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Lebka chrání nejdůležitější orgán lidského těla – mozek. Lebeční kost musí být dostatečně tuhá, aby odolávala možným nárazům při úrazech. Cílem práce je rešeršní studie mechanických vlastností tkáně lebeční kosti a možnosti jejich určování. Dalším cílem je pomocí výpočtového modelování určit mechanické vlastnosti spongiózní kostní tkáně lebeční kosti z dat pořízených na mikro-CT.

Cíle bakalářské práce:

1. Provést podrobnou rešeršní studii související s řešenou problematikou.
2. Na základě dodaných mikro CT dat provést měření morfometrických parametrů kostní tkáně (např. BV/TV).
3. Vytvoření výpočtových modelů trámečkové struktury spongiózní kostní tkáně lebky.
4. Určení mechanických vlastností spongiózní kostní tkáně.

Seznam doporučené literatury:

CHAMRAD, J., MARCIÁN, P., BORÁK, L.: On the level of computational model of a human skull: A comparative study. Applied and Computational Mechanics, roč. 12, č. 1, str. 5-16. DOI: 10.24132/acm.2018.385, 2018

BORÁK, L., MARCIÁN, P.: Inhomogeneous Material Properties Assignment to Finite Element Models of Bone: A Sensitivity Study. In Engineering Mechanics 2017. s. 190-193. ISBN: 978-80-214-5497-2, 2017

RIDWAN-PRAMANA, A.; MARCIÁN, P.; BORÁK, L.; NARRA, N.; FOROUZANFAR, T.; WOLFF, J.:
Structural and mechanical implications of PMMA implant shape and interface geometry in cranioplasty
– a finite element study. Journal of cranio- maxillofacial surgery, roč. 44, č. 1, s. 34-44. DOI
<http://dx.doi.org/10.1016/j.jcms.2015.10.014>, 2016

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2019/20

V Brně, dne

L. S.

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.
ředitel ústavu

doc. Ing. Jaroslav Katolický, Ph.D.
děkan fakulty

Abstrakt

Bakalářská práce se zabývá určováním mechanických vlastností spongiózní kostní tkáně lebeční kosti. V rešeršní části jsou popsány zobrazovací metody v lékařství, mechanické vlastnosti lebky (respektive kostní tkáně) a anatomie lebky, zejména anatomie kostry mozkového oddílu, odkud byly odebrány vzorky. Dále jsou zde podrobně rozebrány již publikované studie zabývající se určováním mechanických vlastností spongiózní kostní tkáně. Nakonec jsou v rešeršní části rozebrány histomorfometrické parametry kostní tkáně vyhodnocované pomocí programu *ImageJ2* a rozšiřujícího pluginu *BoneJ2*. V praktické části je detailně prezentován postup a výsledky měření morfometrických parametrů, jakož i tvorba výpočtových modelů rekonstrukcí mikro-CT snímku a následné určení mechanických vlastností výpočtovým modelováním. Analyzováno je celkem pět vzorků převážně z oblasti os occipitale. Na prvním vzorku je dále analyzován vliv nastavení funkcí sloužících k prahování při převádění mikro-CT snímků na binární obraz.

Summary

This bachelor thesis is focused on determination of mechanical properties of cancellous bone tissue of cranial bone. In research part of this study are described methods of medical imaging, mechanical properties of cranial bone tissue and anatomy of skull. Next one are described studies focused on determination mechanical properties of cancellous bone. Finally are described histomorphometric parameters and their measurement using software *ImageJ2* and plugin *BoneJ2*. In practical part of this thesis, there are described measurement procedure, measurement results, 3D geometry modelling procedure by reconstruction micro-CT images and determination of mechanical properties solved by computational modeling using FEM. Five specimens are analysed predominantly from os occipitale. On first specimen is analyzed influence of thresholding settings.

Klíčová slova

spongiózní kostní tkáň, lebeční kost, histomorfometrické parametry, mechanické vlastnosti, MKP

Keywords

cancellous bone tissue, cranial bone, histomorphometric parameters, mechanical properties, FEM

VOTAVA, T. *Určování mechanických vlastností spongiózní kostní tkáně lebeční kosti*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2020. 52 s. Vedoucí Ing. Petr Marcián, Ph.D.

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci na téma Určování mechanických vlastností spongiózní kostní tkáně lebeční kosti vypracoval samostatně pod vedením Ing. Petra Marciána, Ph.D. a za použití uvedených literárních pramenů.

Tomáš Votava

Děkuji Ing. Petru Marciánovi, Ph.D. za ochotu, trpělivost a cenné rady. Dále bych chtěl poděkovat svým sestrám za konzultaci poznatků z oblasti anatomie a celé rodině za podporu během studia. V neposlední řadě bych chtěl poděkovat MgA. Františku Jeřábkoví za obrovskou trpělivost a shovívavost.

Tomáš Votava

Obsah

1	Úvod	3
2	Popis problémové situace	4
3	Cíle práce	5
4	Anatomie lebky	6
4.1	Kostra mozkového oddílu lebky	6
4.2	Kostra obličejového oddílu lebky	6
4.3	Kostní tkáň	6
4.3.1	Kompaktní kostní tkáň	8
4.3.2	Spongiózní kostní tkáň	9
4.3.3	Faktory ovlivňující mechanické vlastnosti kostní tkáně	10
5	Rešerše	11
6	Radiodiagnostika	15
6.1	Vznik rentgenového záření	15
6.2	Tvorba rentgenového obrazu	16
6.2.1	Analogové zobrazování	16
6.2.2	Digitální zobrazování	16
6.3	Počítačová tomografie CT (computer tomography)	16
6.3.1	Mikro-CT	18
7	Histomorfometrie	19
7.1	Objemový podíl kostní tkáně	19
7.2	Střední trabekulární tloušťka	20
7.3	Střední mezitrabekulární prostor	21
8	Analýza mikro-CT snímků lebeční kosti	22
8.1	Popis dat určených ke zpracování	22
8.2	Zpracování mikro-CT snímků v programu <i>ImageJ2</i>	23
8.2.1	Segmentace spongiózní tkáně	23
8.2.2	Binarizace sekvencí mikro-CT snímků	24
8.2.3	Měření histomorfometrických parametrů	25
9	Určování mechanických vlastností spongiózní kostní tkáně	29
9.1	Výpočtový model	29
9.1.1	Model geometrie	29
9.1.2	Model materiálu	30
9.1.3	Model zatížení	30
9.1.4	Model vazeb	31
9.1.5	Diskretizace geometrie	31
9.2	Prezentace a analýzy výsledků	33
9.2.1	Výpočet modulu pružnosti spongiózní kostní tkáně	33

OBSAH

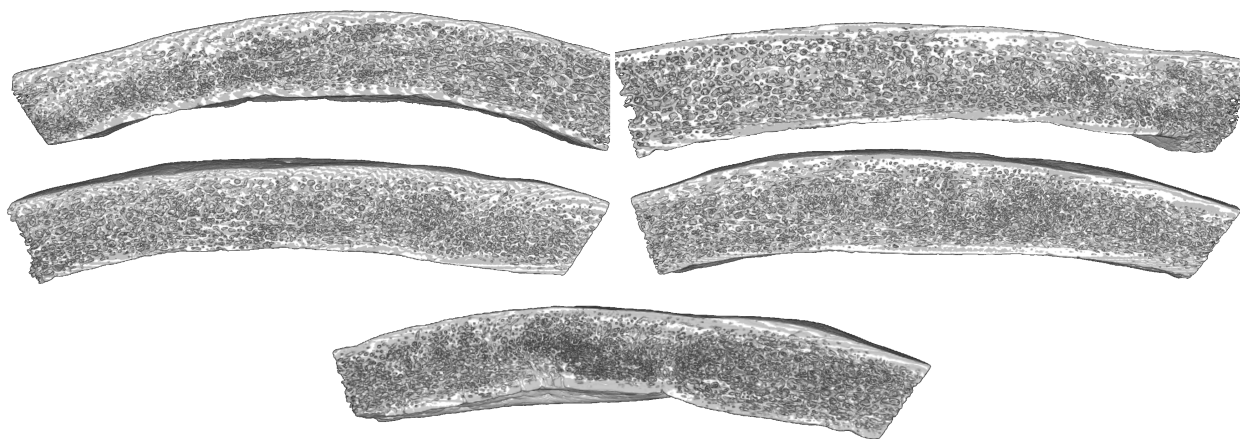
9.2.2	Vyhodnocení tří variant funkce Threshold na segmentu 1	33
9.2.3	Vyhodnocení všech segmentů	36
10	Závěr	43
	Literatura	44
	Seznam použitých zkratek a symbolů	49
	Seznam tabulek	50
	Seznam obrázků	52

1. Úvod

Lebeční kost se skládá z vnější kostní tkáně kortikální a vnitřní houbovitě spongiózní kostní tkáně [4]. Spongiózní tkáň je typická svým nepravidelným uspořádáním trabekul, a proto má odlišné mechanické vlastnosti od kortikální kostní tkáně, která je kompaktnější a neporézní [5]. Struktura mozkového oddílů lebky, které se bakalářská práce věnuje, není tak masivní jako obličejová část lebky, přesto musí dostatečně chránit mozek proti poškození [4].

Při úrazech hlavy či chorobách mozku, kdy je nutné operovat mozkovou tkáň, se musí část lebeční kosti oddělit, aby byl umožněn přístup k operovanému místu. Pokud dojde k fraktuře lebky, tak musí být místo původní kostní tkáně použity kraniální implantáty [11]. Tyto implantáty jsou fixovány do lebky pomocí fixátorů. Fixátory je nutné k lebce přišroubovat, což bývá realizováno pomocí titanových šroubů [13]. Je ovšem nutné vědět, jakou zátěž dokáže kraniální implantát (respektive fixátor) vydržet. Tato skutečnost je ovlivněna nejen mechanickými vlastnostmi fixátorů, šroubů a implantátu, ale i mechanickými vlastnostmi kostní tkáně [11]. Nejčastěji se využívá při posouzení mechanické interakce implantátu s kostní tkání a určení deformačně napětových stavů mimo experimentálního modelování i výpočtové modelování [13].

Při výpočtovém modelování by ale bylo složité vytvářet výpočtový model lebky včetně spongiózní tkáně, která je vnitřní strukturou značně variabilní [11]. Proto je výhodné vytvořit takový výpočtový model, který nebude zahrnovat geometrii trámečkové struktury, ale bude mít její odpovídající mechanické vlastnosti. Díky tomu je tvorba výpočtového modelu operačně méně náročná a i výpočtové časy jsou nižší.



Obrázek 1.1: Zkoumané segmenty lebky - ukázka variability vnitřní struktury

2. Popis problémové situace

Charakter uložení kraniálních implantátů v lebce má velký vliv na deformační a napětové stavy, proto je vhodné toto uložení posoudit [13]. Implantáty jsou k lebce připevněny fixátory, které se k lebce obvykle upnou titanovými šrouby. Pro správnou funkci je nezbytné, aby při zatěžování titanový šroub zůstal na svém místě a z kosti se nevytrhl.

Výše popsaný problém je možné řešit výpočtovým modelováním (nejčastěji se v literatuře uvádí řešení pomocí metody konečných prvků - MKP), je ovšem nutné vytvořit za tímto účelem vhodný výpočtový model, jehož nedílnou součástí je vytvoření modelu materiálu kostních tkání [11].

Lebku je možné díky její struktuře řešit jako kompozitní materiál, který je tvořen třemi vrstvami [11]. Krajní vrstvy jsou tvořeny kompaktní kostní tkání [4]. Mechanické vlastnosti kompaktní kostní tkáně lze určit experimentálně (např. metodou nanoindentace nebo akustickou metodou měření), protože tkáň nemá výrazně variabilní strukturu [11]. Prostřední vrstva, která je tvořena spongiózní kostní tkání, má díky variabilitě této struktury na makroskopické úrovni odlišné mechanické vlastnosti [9]. Problémem tedy je určení mechanických vlastností spongiózní kostní tkáně.

Jelikož experiment přesahuje rámec bakalářské práce, bude odpovídající model materiálu určen pomocí výpočtového modelování. Vstupem budou modely geometrie vytvořené segmentací mikro-CT snímků, které je nutné vhodně segmentovat např. prahováním. Problémem práce bude i posouzení vlivu citlivosti prahování mikro-CT snímků na mechanické vlastnosti. Lze též předpokládat, že mechanické vlastnosti budou výrazně ovlivněny morfometrickými parametry (zejména objemovým podílem - BV/TV), dalším dílčím úkolem tedy bude měření morfometrických parametrů. Z odprahovaných a odsegmentovaných mikro-CT snímků budou vytvořeny modely geometrie, které jsou nutným vstupem pro výpočtové modelování, pomocí něhož budou určeny mechanické vlastnosti spongiózní kostní tkáně.

3. Cíle práce

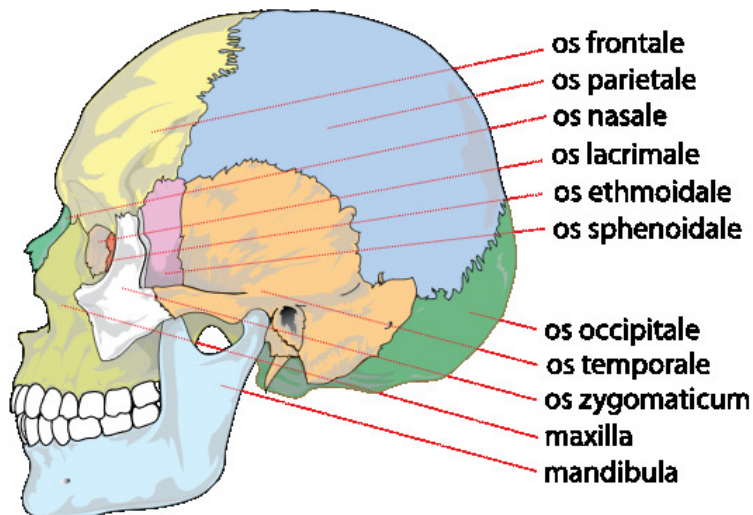
Cílem práce je provedení rešeršní studie mechanických vlastností tkáně lebeční kosti a možnosti jejich určování. Dalším cílem je pomocí výpočtového modelování určit mechanické vlastnosti spongiózní kostní tkáně lebeční kosti z dat pořízených na mikro-CT

1. Provést podrobnou rešeršní studii související s řešenou problematikou.
2. Na základě dodaných mikro CT dat provést měření morfometrických parametrů kostní tkáně (např. BV/TV).
3. Vytvoření výpočtových modelů trámečkové struktury spongiózní kostní tkáně lebky.
4. Určení mechanických vlastností spongiózní kostní tkáně.

4. Anatomie lebky

4.1. Kostra mozkového oddílu lebky

Tato část lebky (viz obrázek 4.1) má za úkol chránit mozek.



Obrázek 4.1: Boční pohled na lebku - kostra mozkového oddílu lebky [44]

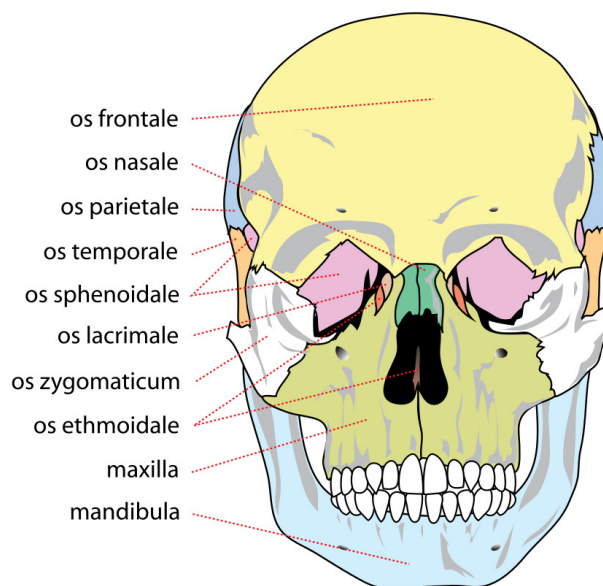
Spodní část miskovitého tvaru se nazývá lebeční báze. Ta je tvořena os sphenoidale (klínová kost - párová kost), os ethmoidale (čichová kost). Horní část utvářející lebeční klenbu (tzv. kalvu) tvoří os occipitale (kost týlní), os temporale (kost spánková - párová kost), os frontale (kost čelní) a os parietale (kost temenní - párová kost) [4].

4.2. Kostra obličejového oddílu lebky

Obličejový oddíl lebky (viz obrázek 4.2) je u člověka menší než u ostatních savců. V horní části oddílu jsou kosti pevně spojeny, patří sem maxilla (horní čelist), os zygomaticum (lící kost - párová kost), os lacrimale (slzná kost), ossa nasalia (nosní kosti), ossa palatina (patrové kosti), vomer (radličná kost). Pohyblivou část, která se nachází v dolním oddílu, tvoří mandibula (spodní čelist), jež je s os temporale (součást mozkového oddílu lebky) spojena temporomandibulárním kloubem (čelistní kloub) [4]. Do kostry obličejového oddílu lebky se zahrnuje i os hyoideum (jazylka), která je uložena v krčním svalstvu a s lebkou je spojena pouze vazy. K lebce se řadí z vývojových důvodů [2].

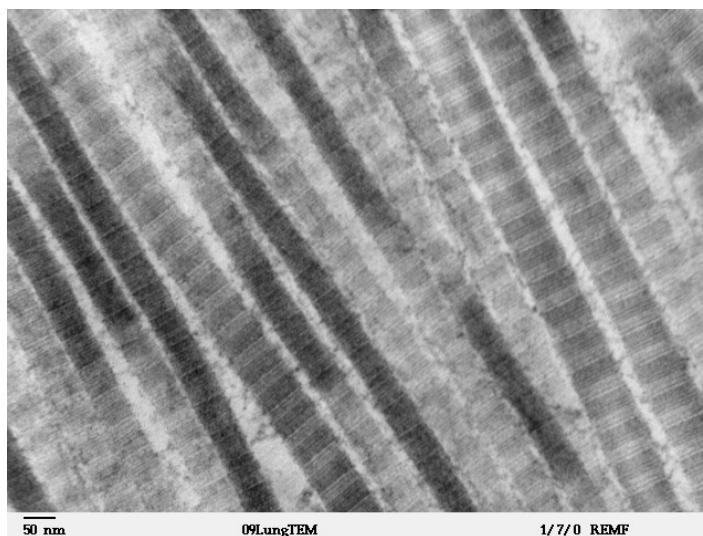
4.3. Kostní tkáň

Kostní tkáň je nedílnou součástí těl všech obratlovců. Na rozdíl od ostatních tkání obsažených v těle vyniká svou pevností a tvrdostí [1]. V kostní tkáni se vyskytují čtyři typy buněk: osteoprogenitorní buňky, osteoblasty, osteocyty, osteoklasty [4]. Základní buňkou kostí je osteocyt, jehož hlavní funkcí je uvolňování minerálních látek vázaných na vlákna kostní tkáně. Osteocyt vzniká z osteoblastu obklopením mezibuněčnou hmotou. Osteoblast se nachází na povrchu v tenké vrstvě a slouží k syntéze organických komponent



Obrázek 4.2: Čelní pohled na lebku - kostra obličejového oddílu lebky [43]

mezibuněčné hmoty (tzv. kostní matrix) [1]. Matrix se skládá ze složky organické a anorganické. Organická složka je nositelem pružnosti [1, 4]. Je to způsobeno tím, že ji z většiny tvoří kolagen typu I, který je uspořádaný do vláken, proto o ní lze hovořit jako o složce fibrilární [5,9] (viz obr. 4.3). V anorganické složce se usazuje zejména fosforečnan vápenatý [1]. Tato složka není uspořádaná, prolíná se s fibrilární složkou a proto se nazývá interfibrilární [5,9]. Její kvantitativní zastoupení ovlivňuje tvrdost a pevnost kosti [4,9].

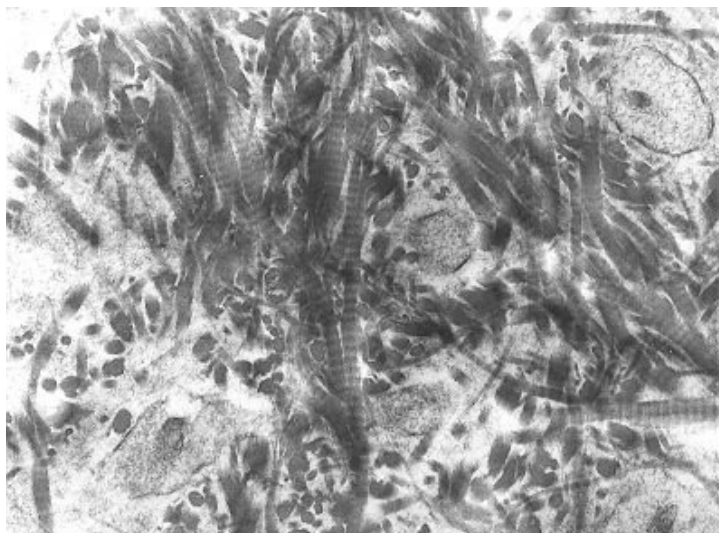


Obrázek 4.3: Fibrilární složka [42]

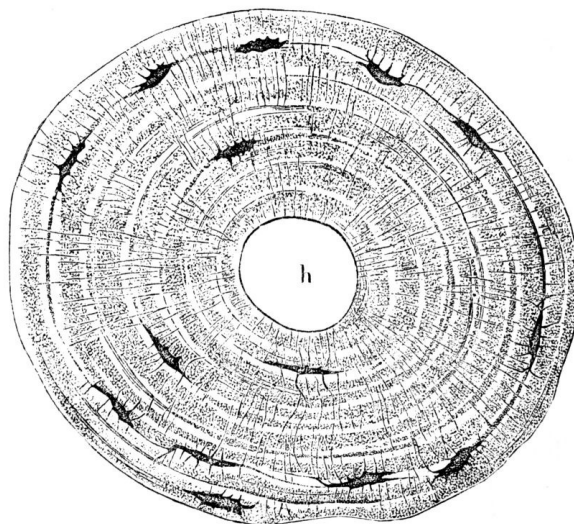
Uspořádání fibrilární složky má vliv na typ kostní tkáně. Když je uspořádána do plstěovitě propletených svazků, tak se nazývá kostní tkáň vláknitého typu (obr. 4.4), která tvoří kostní drsnatiny (místa úponu svalů), případně zubní cement [1,4].

Pokud je fibrilární složka uspořádána pravidelně, tak tvoří kostní tkáň lamelózního typu (obr. 4.5) [9]. V lamele jsou kolagení vlákna vzájemně rovnoběžná. Jednotlivé lamely se poté skládají k sobě a mohou tvořit buď kost kompaktní (různě složitě systémy lamel) nebo kost spongiózní [1].

4.3. KOSTNÍ TKÁŇ



Obrázek 4.4: Vlákennitá kostní tkáň [46]



Obrázek 4.5: Lamelózní kostní tkáň v Haversově systému [45]

4.3.1. Kompaktní kostní tkáň

Kompakta tvoří diafýzy (těla dlouhých kostí), povrchy epifýz (konce dlouhých kostí), vnitřní i vnější povrchy plochých kostí lebky a povrchy krátkých kostí [1,9]. Povrch kompakty je pokryt periostem, který je jako jediná součást kosti napojený na nervovou soustavu a kterým probíhají cévy [1]. Pod periostem je zevní vrstva lamel, které jsou orientovány rovnoběžně s povrchem kosti [4,9]. Pod zevní vrstvou diafýz dlouhých kostí se nachází osteony (tzv. Haversovy systémy) [4], jež se liší orientací a uspořádáním do trubiček [9]. V ose trubičky je dutina (Haversův kanálek), kterou prochází cévy (krevní i mízní) a nervová vlákna. Prostor mezi Haversovými systémy vyplňují tzv. intersticiální lamely. Jedná se o odbouraný Haversův systém po přestavbě kostní tkáně. Na vnitřní straně kompakty se nachází vnitřní vrstva lamel, která se stavbou podobá zevní vrstvě [1]. Z hlediska výpočetního lze kompaktní kost modelovat jako homogenní a díky malým deformacím při zatěžování i jako lineární elastický materiál [5,9]. Toto chování popisuje tzv. modul pružnosti (nebo také Youngův modul pružnosti). Pro kompaktní kostní tkáň tvořící různé kosti je tato hodnota zpravidla rozdílná. V tabulce 4.1 jsou kromě hodnot

modulu pružnosti pro různé kosti uvedeny i způsoby, kterými byla prováděna zkouška, věk, pohlaví dárce a stav vzorku.

Kompaktní kostní tkáň je schopna remodelace a to zejména při zvýšeném zatížení. Princip se nazývá Haverská remodelace a je možno jej popsat matematicky [21]. Křen [5] jako nejpřesnější uvádí Wolfův tenzorový zákon remodelace. Účelem remodelace je, aby se v kosti snížil průběh napětí, proto může remodelace probíhat mnoha způsoby, které jsou závislé na typu zatěžování [21].

Autor	Měřená kost	Modul pružnosti [GPa]	Metoda měření	Pozn. o dárce
Rho [25]	tibia	22,4 (pro osteony); 25,8 (pro intersticiální lamely)	nanoindentace	2 muži (61 a 57 let), zmrzlé, nebalzamované
Turner [26]	femur	14.91±0.52 (transverzální směr); 20.55±0.21 (podélný směr)	akustická	muži (65 let), neznámá historie kosti
Turner [26]	femur	16.58±0.32 (transverzální směr); 23.45±0.21 (podélný směr)	nanoindentace	muži (65 let), neznámá historie kosti
Yamada [27]	femur	17,6	neznámá	věkové rozmezí 20-39 let

Tabulka 4.1: Moduly pružnosti kompaktní kostní tkáně z literatury

4.3.2. Spongiózní kostní tkáň

Spongióza se nachází vždy pod tenkou vrstvou kompakty (tzv. corticalis) a to zejména v epifýzách, tvoří také diploe (vrstva spongiózy plochých kostí lebky) a je i pod kortikou krátkých kostí [2]. Tkáň může být tvořena různě silnými trámečky. Prostor mezi trámečky je vyplněn červenou kostní dřevinou [14]. Pokud je tloušťka trámečky větší než 100 μm , tak struktura zpravidla bývá shodná s kostí kompaktní [1]. Díky tomu lze spongiózní kostní tkáň opět modelovat jako lineární elastický materiál [9]. Stejně jako u kompaktní kostní tkáně lze toto chování popsat pomocí modulu pružnosti jehož hodnoty jsou pro různé spongiózní tkáně kostí uvedeny v tabulce 4.2 stejně jako doplňkové údaje k měření.

Tak jako kompaktní kostní tkáň je spongióza schopna remodelace. Díky své stavbě a velikosti trámeček lze však uvažovat, že dominantní typ zatížení je tah případně tlak. V případě, že tomu tak není, dojde k remodelaci trámců [2]. V místě, kde trámec svírá s ostatní tkání ostrý úhel, je tahové napětí kvantitativně vyšší než v místě, kde trámec svírá se spongiózou tupý úhel. Tento fakt je způsoben působením ohybového momentu, který zde působí kvůli tomu, že zatížení není rovnoběžné s trámcem, protože ten nesvírá s okolní spongiózní tkání pravý úhel. V důsledku těchto skutečností dojde k remodelaci, která proběhne tak, že v místě, kde působí tahová napětí, kost aponuje (dojde k posílení struktury) a v místě, kde působí tlaková napětí, kost resorbuje (dojde k odbourání tkáně) [21]. Díky remodelaci lze obtížně u spongiózy predikovat orthotropii, která však není

4.3. KOSTNÍ TKÁŇ

vyloučena. Pravděpodobnější však je, že tkáň bude mít směrové mechanické vlastnosti [5].

Autor	Měřená kost	Modul pružnosti [GPa]	Metoda měření	Pozn. o dárci
Rho [25]	tibia	13.4 (transverzální směr)	nanoindentace	2 muži (61 a 57 let), zmrzlé, nebalzamované
Turner [26]	femur	17.50±1.12	akustická	muži (65 let), neznámá historie kosti
Turner [26]	femur	18.14±1.7	nanoindentace	muži (65 let), neznámá historie kosti

Tabulka 4.2: Moduly pružnosti spongiózní kostní tkáně z literatury

4.3.3. Faktory ovlivňující mechanické vlastnosti kostní tkáně

Mechanické vlastnosti jsou ovlivněny nejenom samotným průběhem zkoušky (např. rychlostí zatěžování). Důležitou roli hraje i stav vzorku. Podstatným faktorem ovlivňujícím stav vzorku (tím pádem i výsledek zkoušky) je vysušení, které zvyšuje pevnost v tahu, ale snižuje pevnost ve smyku [15,16]. Pro konzervaci zmrazením nezhledal Sedlin [16] statisticky významné rozdíly. U konzervace balzamováním zjistil Evans [17] zvýšení pevnosti a modulu pružnosti. Kummer [18] však uvádí, že mezi vzorky balzamovanými a nebalzamovanými není významný rozdíl. Naopak z měření Sahy a Hayese [19] vyplývá, že po balzamování se mez pevnosti sníží. Valenta [9] uvádí, že je nutné brát v úvahu dobu, po kterou byla tkáň konzervována.

Vliv struktury hraje roli zejména proto, že kostní tkáň má schopnost remodelace, viz podkapitola výše. Její architektura je ovlivněna zatížením, tzn. že kostní tkáň má směrové mechanické vlastnosti [21]. Výsledek zkoušky ovlivňuje i místo odběru tkáně, pohlaví zkoumaného jedince a stáří tkáně, protože kosti ve stáří řídnou (jev zvaný osteoporóza) [9]. Je třeba také uvažovat, že pevnost kosti v těle in vivo bude menší, než by byla pevnost stejné kosti vyjmuté z těla (bez uvažování dalších vlivů). Tento jev je způsobený, že na kost kromě zatěžování působí i napětí od svalstva [2].

5. Rešerše

Předmětem této kapitoly je uvedení literatury zabývající se určováním mechanických vlastností spongiózní tkáně. Pro různé kosti v těle, respektive jejich spongiózní kostní tkáně, byly experimentálním nebo výpočtovým modelováním určeny vztahy a závislosti zdánlivého modulu pružnosti spongiózní kostní tkáně na histomorfometrických parametrech. Jelikož cílem této práce je mimo jiné i měření histomorfometrických parametrů a tedy i objemového podílu kostní tkáně tzv. BV/TV, budou v řešerši uvedeny zejména vztahy popisující závislost modulu pružnosti na BV/TV. Bohužel zde není možné uvést vztahy, které by popisovaly tuto závislost pro diploe, protože v době psaní práce tyto vztahy nebyly v literatuře k dispozici. Pro porovnání budou tedy užity vztahy pro jiné kosti lidského těla.

V literatuře je častěji užívaná závislost zdánlivého modulu pružnosti spongiózní kosti na zdánlivé hustotě kostní tkáně ρ_{app} , tato veličina má podobný význam jako BV/TV, v praxi je použití veličiny ρ_{app} častější. Dle Gibsona [28] je možné hodnoty ρ_{app} přepočítat na BV/TV pomocí vztahu:

$$BV/TV = \frac{\rho_{app}}{1,8} [-] \quad (5.1)$$

Číslo 1,8 ve vztahu vyjadřuje měrnou hmotnost kostní tkáně v $\frac{g}{cm^3}$ (termín měrná hmotnost je použit, aby nedošlo k záměně s termínem hustota kostní tkáně). Díky tomu lze závislosti zdánlivého modulu pružnosti na ρ_{app} přepočítat na závislosti zdánlivého modulu pružnosti na BV/TV. ρ_{app} ale není v této závislosti přímo měřená veličina, proto nelze tyto vztahy použít pro srovnání výsledků.

The relationship between the structural and orthogonal compressive properties of trabecular bone [29]

GOULET, R.W., S.A. GOLDSTEIN, M.J. CIARELLI, J.L. KUHN, M.B. BROWN a L.A. FELDKAMP

Článek se zabývá experimentálním určováním mechanických vlastností spongiózní kostní tkáně. Kosti byly poskytnuty od čtyř dárců - dvou mužů ve věku 31 a 69 let a dvou žen ve věku 55 a 61 let. Vzorky byly odebrány převážně z epifýz dlouhých kostí (tibia, femur, radius, humerus), u některých dárců byly odebrány ještě vzorky z pánve (konkrétně crista iliaca) a z páteře. Vzorky byly odřezávány v anatomických směrech. Počty vzorků nebyly pro všechny dárce stejné.

Vzorky byly zmrazeny, poté na nich bylo provedeno mikro-CT vyšetření, po vyšetření byly vzorky opět zmaženy. Samotné mechanické testování probíhalo na vzorcích ohrátych na pokojovou teplotu. Vzorky byly testovány v tlaku ve třech anatomických osách.

Při obrazové analýze byly vyhodnoceny histomorfometrické parametry BV/TV, Tb.N, BS/BV, Tb.Th, Tb.Sp. Byla též určena zdánlivá hustota kostní tkáně ρ_{app} . Mechanickým testováním byly zjištěny hodnoty zdánlivých modulů pružnosti spongiózních kostí a hodnoty pevnosti v tlaku v jednotlivých anatomických směrech. Dále byl určen parametr DA (z anglického Degree of anisotropy), jenž popisuje anisotropii materiálu, a parametr MIL (z anlického Mean Intercept Length), který popisuje orientaci mikrostruktury a je determinantem tenzoru materiálu.

Pro zdánlivé moduly pružnosti byly poté statistickými metodami určeny závislosti na histomorfometrických parametrech. V práci jsou uvedeny čtyři typy závislostí lišící se proměnnými. Dva jednodušší vztahy popisují závislost na jedné proměnné, a to buď BV/TV,

nebo MIL, složitější vztah tyto dvě proměnné uvádí v jedné závislosti. Nejsložitější vztah a dle studie nejpřesnější (autor uvádí koeficient determinace $R^2 = 0,91$) zahrnuje BV/TV, MIL a DA.

Pro závislost zdánlivého modulu pružnosti spongiózní kosti na BV/TV v jednotlivých anatomických směrech byly určeny následující rovnice platné pro rozsah $BV/TV \in (0,06; 0,36)$:

$$\log(E_{AP}) = 3,84 + 2,54 \cdot \log(BV/TV)[MPa]; R^2 = 0,76 \quad (5.2)$$

$$\log(E_{ML}) = 3,76 + 2,61 \cdot \log(BV/TV)[MPa]; R^2 = 0,70 \quad (5.3)$$

$$\log(E_{IS}) = 3,80 + 2,10 \cdot \log(BV/TV)[MPa]; R^2 = 0,69 \quad (5.4)$$

Zprůměrováním těchto koeficientů byla získána závislost:

$$\log(E_{Ave}) = 3,80 + 2,42 \cdot \log(BV/TV)[MPa]; R^2 = 0,88 \quad (5.5)$$

Úpravami lze tyto rovnice přepsat do tvaru:

$$E_{AP} = 6,982 \cdot (BV/TV)^{2,54}[GPa] \quad (5.6)$$

$$E_{ML} = 5,754 \cdot (BV/TV)^{2,61}[GPa] \quad (5.7)$$

$$E_{IS} = 6,31 \cdot (BV/TV)^{2,10}[GPa] \quad (5.8)$$

$$E_{Ave} = 6,31 \cdot (BV/TV)^{2,42}[GPa] \quad (5.9)$$

Variations in Three-Dimensional Cancellous Bone Architecture of the Proximal Femur in Female Hip Fractures and in Controls [30]

CIARELLI, T. E., D. P. FYHRIE, M. B. SCHAFFLER a S. A. GOLDSTEIN

V článku jsou porovnávány mechanické vlastnosti nepoškozené spongiózní tkáně tvořící epifýzy femurů a spongiózní tkáně tvořící epifýzy femurů, které byly během životů dárců poškozeny zlomeninou. Vzorky od obou skupin dárců byly zmraženy. Dárci byly vždy ženy. Průměrný věk dárce ve skupině s nepoškozenými kostmi byl 75,1 let.

Mechanická zkouška probíhala pouze ve dvou anatomických směrech, a to ve směru anteroposteriorním a mediolaterálním. Vzorky byly testovány v tlaku.

Pomocí mikro-CT byly vzorky nasnímány, snímky byly poté podrobeny obrazové analýze. Byly vyhodnoceny morfometrické parametry BV/TV, Tb.N, DA, Tb.Th. Mechanickým testováním byly zjištěny hodnoty zdánlivého modulu pružnosti a hodnoty meze pevnosti v tlaku. Při vyhodnocení nebyly uvažovány směrové vlastnosti spongiózní kostní tkáně.

Pro srovnání s výsledky bakalářské práce je nutné použít závislost, která je určena pro spongiózní kostní tkáň, jež nebyla ovlivněna zlomeninou:

$$E = 7,541 \cdot BV/TV - 637[MPa]; R^2 = 0,878 \quad (5.10)$$

Vztah je platný pro $BV/TV \in (0,15; 0,40)$.

Prediction of Mechanical Properties of the Cancellous Bone of the Mandibular Condyle [31]

VAN RUIJVEN, L.J., E.B.W. GIESEN, M. FARELLA a T.M.G.J. VAN EIJDEN

Studie se zabývá určením tuhosti spongiózní kostní tkáně mandibulárního kondylu v závislosti na jeho struktuře. Model materiálu vzorků ve studii je uvažován jako anisotropní, proto byly mechanické vlastnosti určovány ve všech třech směrech.

Ve studii jsou porovnány dva výpočetní modely. První určuje tuhost pomocí výpočtů z hodnot charakterizujících strukturu kosti (tj. BV/TV , DA) na základě odvozených rovnic. Druhý výpočtový model, vytvořený rekonstrukcí mikro-CT snímků, určuje tuhost pomocí metody konečných prvků. Struktura kosti byla vyšetřena obrazovou analýzou mikro-CT snímků.

Hodnoty tuhosti byly poté srovnány s hodnotami experimentálně zjištěnými na daných vzorcích. Výsledkem studie bylo, že oba výpočetní modely dokáží určit tuhost struktury s přesností 89%.

Structural and Mechanical Properties of Mandibular Condylar Bone. Journal of Dental Research[37]

VAN EIJDEN, T.M.G.J., P.N. VAN DER HELM, L.J. VAN RUIJVEN a L. MULDER

V článku jsou určovány mechanické vlastnosti spongiózní kostní tkáně mandibulárního kondylu v závislosti na histomorfometrických parametrech.

Mechanické vlastnosti jsou vypočítány v hlavních mechanických směrech pomocí metody konečných prvků. Výpočtové modely byly vytvořeny rekonstrukcí mikro-CT snímků. Na každém vzorku bylo provedeno celkem 6 analýz: 3 zkoušky tlakem a 3 zkoušky smykem. Obrazovou analýzou mikro-CT snímků byly určeny histomorfometrické parametry (BV/TV , DA).

Statistickými metodami byly poté výsledky zpracovány a bylo vytvořeno šest rovnic pro $BV/TV \in (0,07; 0,27)$:

$$E_1 = 16214 \cdot (BV/TV)^{1,938}[MPa]; R^2 = 0,931 \quad (5.11)$$

$$E_2 = 16409 \cdot (BV/TV)^{2,152}[MPa]; R^2 = 0,930 \quad (5.12)$$

$$E_3 = 52104 \cdot (BV/TV)^{3,506}[MPa]; R^2 = 0,803 \quad (5.13)$$

$$G_{12} = 4652 \cdot (BV/TV)^{1,723}[MPa]; R^2 = 0,858 \quad (5.14)$$

$$G_{23} = 7282 \cdot (BV/TV)^{2,448}[MPa]; R^2 = 0,862 \quad (5.15)$$

$$G_{31} = 7126 \cdot (BV/TV)^{2,340} [MPa]; R^2 = 0,936 \quad (5.16)$$

Bone Volume Fraction and Fabric Anisotropy Are Better Determinants of Trabecular Bone Stiffness Than Other Morphological Variables [38]

MAQUER, Ghislain, Sarah N MUSY, Jasmin WANDEL, Thomas GROSS a Philippe K ZYSSET

Studie se zabývá vlivem morfologie kosti na mechanické vlastnosti. Ve studii byly užité spongiózní kostní tkáně z různých kostí (lebka, těla obratlů, proximální femur, radius a crista iliaca), dárce byli muži i ženy s průměrným věkem 66 let. Na vzorcích bylo provedeno mikro-CT vyšetření. Histomorfometrické parametry byly určeny obrazovou analýzou mikro-CT snímků.

Ve studii nebyly výsledky vyhodnocovány zvlášť v jednotlivých směrech jako tomu bylo v některých předchozích případech.

Pomocí výpočtového modelování byl určen tenzor tuhosti materiálu a byly popsány tři úrovně modelu materiálu, které vzniknou pomocí multilineární regrese. Isotropní model zahrnoval pouze vliv BV/TV. Anisotropní model zahrnoval jak BV/TV tak i tenzor materiálu, na který mají vliv ostatní morfometrické parametry a jehož determinantem je parametr MIL. Globální model zahrnuje BV/TV, tenzor materiálu a další nezávislé proměnné mající vliv na tuhost.

Statistickými metodami bylo zjištěno, že parametr BV/TV ovlivňuje tuhost materiálu z 87%, 10% představuje vliv tenzoru materiálu (který je nejvíce ovlivněný stupněm anisotropie), zbylá 3% jsou další nezávislé proměnné.

Micro Finite Element models of the vertebral body: Validation of local displacement predictions [39]

COSTA, Maria Cristiana, Gianluca TOZZI, Luca CRISTOFOLINI, Valentina DANESI, Marco VICECONTI, Enrico DALL'ARA a Jose Manuel GARCIA AZNAR

Ve studii jsou ověřovány velikosti lokálních posuvů, které byly zjištěny výpočtovým modelováním (konkrétně metodou konečných prvků) na výpočtových modelech vytvořených pomocí rekonstrukce mikro-CT snímků, s výsledky experimentálními. V případě této studie byla užita těla obratlů z prasat.

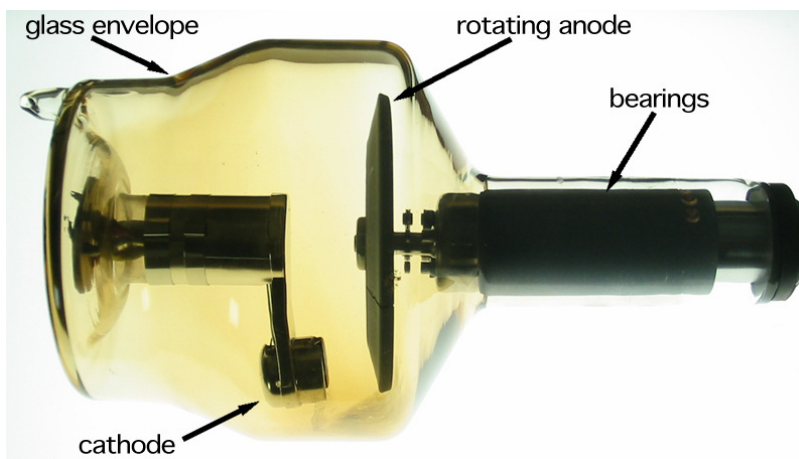
Výsledky získané výpočtovým modelováním byly srovnány s výsledky experimentálními. Závěrem bylo, že lokální posuv určený výpočtovým modelováním se blíží výsledkům experimentálním s přesností minimálně 87%.

6. Radiodiagnostika

Radiodiagnostika je obor zabývající se zobrazovacími metodami. Nejdříve diagnostika využívala pouze rentgenového záření (v anglosaských zemích zvané X-ray) k prosvícení tkání. Díky této metodě jsme schopni zkoumat lidské orgány *in vivo* [21]. K metodám radiodiagnostiky byly v pozdější době přiřazeny další metody (výpočetní tomografie), i když některé jsou principiálně odlišné (ultrasonografie, termografie, magnetická rezonance) [10]. Klasické vyšetření rentgenem (tzv. skiografie) umožní pouze zobrazení ve 2D. Přestože nepřinese prostorové zobrazení, je toto vyšetření i dnes hojně využíváno díky snadnějšímu provedení oproti ostatním zobrazovacím metodám. Ucelenou prostorovou představu o vnitřní stavbě těla nám *in vivo* dokáže poskytnout buď výpočetní tomografie nebo magnetická rezonance. Magnetická rezonance nevyžaduje narozdíl od počítačové tomografie přítomnost ionizujícího záření, proto je pro zdraví méně škodlivá [20]. Tato práce se však bude podrobněji zabývat pouze metodami používající rentgenové záření, protože pomocí nich byla získána data (respektive sekvence mikro-CT snímků).

6.1. Vznik rentgenového záření

Zdrojem rentgenového záření v přístrojích používaných při diagnostice je rentgenka (obr. 6.1). Ta se skládá z katody a anody, které jsou umístěny ve skleněné trubici [22]. Aby nedocházelo k ionizaci plynu v rentgence, je rentgenka vakuována. Ionizace plynu by způsobila neschopnost přesně definovat vlastnosti záření, což by znehodnotilo výsledek měření [10]. Katodu rentgenky tvoří wolframové vlákno, které je uloženo ve fokusační misce taktéž z wolframu. Vlákno je ohříváno na teplotu vyšší než 2000°C díky odporu drátu, do kterého je přiváděn elektrický proud (tzv. žhavicí proud) [22, 10]. Při teplotě 2000°C dochází k excitaci elektronů v obalu a jejich uvolnění z atomu. Jev se nazývá termoemise. Elektrony jsou odpuzovány do svazku fokusační miskou, protože ta má záporný náboj [10]. Proto aby se elektrony pohybovaly k anodě, musí být mezi katodou a anodou napětí (tzv. anodové napětí) [22].



Obrázek 6.1: Rentgenka s rotační anodou [48]

Samotné záření vzniká zbrzděním urychlených elektronů v hmotě o vysokém atomovém čísle. Vlnová délka záření λ leží v intervalu $\lambda \in (10^{-8}; 10^{-12})\text{m}$ [22]. Kvůli tomu, že 99%

6.2. TVORBA RENTGENOVÉHO OBRAZU

energie elektronů se mění na teplo, musí být anoda chlazená. Chlazení je realizováno buď pomocí oleje, který proudí dutinou v anodě, nebo rotací anody [10].

6.2. Tvorba rentgenového obrazu

6.2.1. Analogové zobrazování

Princip metody spočívá ve fotochemickém efektu, tj. reakci citlivého materiálu (rentgenového filmu) na záření [10]. K expozici filmu však nemůže být použito klasické rentgenové záření, které projde tkání, protože má na film malý účinek. Záření je zesíleno zesilovacími fóliemi [20]. Výsledkem působení záření je zčernání filmu (tzn. že tkáň méně propouští rentgenové záření jsou světlejší) [10].

6.2.2. Digitální zobrazování

Narozdíl od analogového zobrazování, kde výstupem byl film s obrazem, jsou výstupem digitálního zobrazování data, která udávají umístění obrazových elementů (pixelů) a jejich stupeň šedi [23].

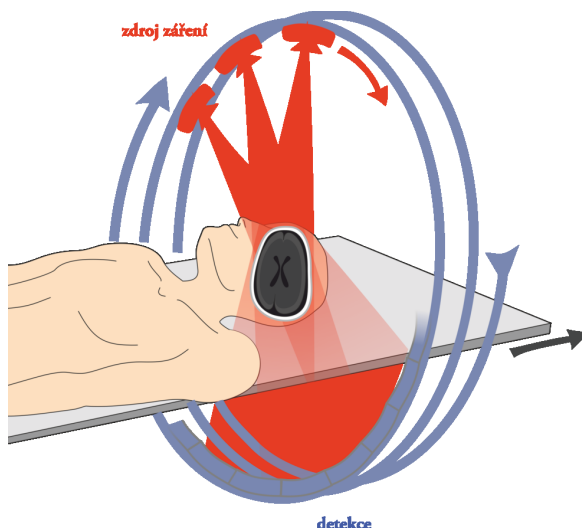
Zobrazování může probíhat buď nepřímo, kdy záření dopadá na paměťovou fólii [23]. Po dopadu záření na fólii získají elektrony energii a přechází do excitovaného stavu. Po expozici se paměťová fólie vloží do čtečky (digitizéru), kde tepelnou stimulací (pomocí ozáření laserem) dojde k navrácení elektronů do původních hladin [23,10]. Energie elektronů v excitovaném stavu se díky tepelné stimulaci uvolňuje do prostoru ve formě viditelného záření. Záření je poté zesíleno fotonásobičem a zpracováno analogo-digitálním převodníkem na digitální data [10].

Přímé zobrazování probíhá pomocí detektorů (zpravidla se používají polovodičové prvky), které jsou maticově rozloženy (jejich počet udává výsledné rozlišení) [23]. Záření je poté převedeno na elektrický signál, který se užitím analogo-digitálního převodníku transformuje na digitální data [10].

6.3. Počítačová tomografie CT (computer tomography)

Oproti skiografii, kde je výstupem 2D zobrazení prostorového objektu, je výstupem počítačové tomografie 3D zobrazení, to znamená, že nedojde k překrývání objektů a ke zkreslení, které může nastat u skiografie [24]. Metoda využívá také rentgenové záření ovšem vyšetřovaná oblast je rozdělena na tenké řezy. Při vyšetření rotuje rentgenka kolem vyšetřovaného objektu (obr. 6.2) a vytváří snímky v různých řezech [10], viz obrázek 6.3.

Vyšetřovaný řez se při vyšetření rozdělí na jednotlivé elementy, které se nazývají voxely (jedná se o objemy o dané velikosti). Díky rotaci rentgenky je možné získat hodnoty density tkáně ve všech vyšetřovaných voxelech [24]. K zachycení a zobrazení záření se používá prstenec, který je umístěn kolem objektu. Snímky je ovšem třeba vyhodnotit a vytvořit z nich 3D vizualizaci. To je možné díky tomu, že při vyšetření bylo každému voxelu předepsáno číslo, které definuje densitu tkáně (číslo vyjadřuje míru absorpce rent-



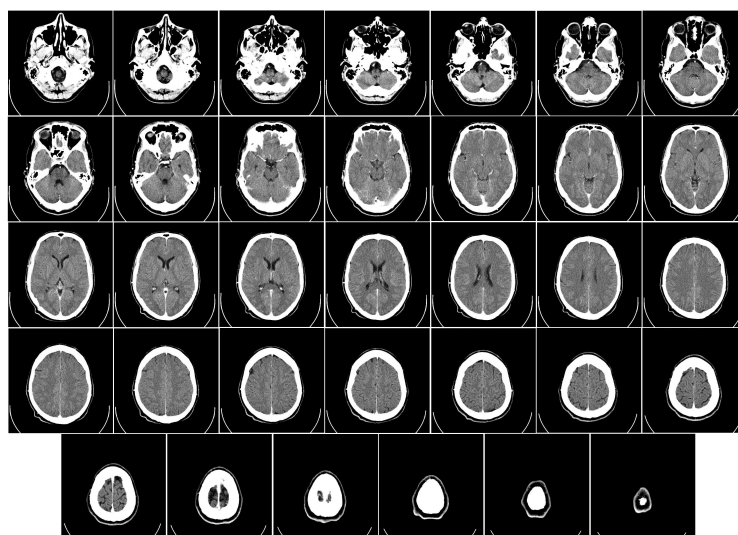
Obrázek 6.2: Schéma rozmístění přístrojů při CT vyšetření [47]

genového záření) [10]. Toto číslo je udáváno v Hounsfieldových jednotkách (dále jen HU z anglického Hounsfield units) a je definováno:

$$HU = \frac{\mu - \mu_w}{\mu_w} \cdot 1000[-] \quad (6.3.1)$$

kde μ je absorpční koeficient materiálu a μ_w absorpční koeficient vody (protože byl zvolen jako referenční hodnota). Pro kortikální kostní tkáň leží hodnota $HU \in (1000; 3000)$ a pro spongiózní kostní tkáň $HU \in (150; 900)$ [24].

Při tvorbě CT snímků jsme schopni každé hodnotě HU teoreticky předsat jeden odstín šedé [24]. Lidské oko však tolik odstínů nerozezná, a proto se pracuje pouze s určitou šíří densit, kterou je třeba nastavit a která je určena pro každou vyšetřovanou oblast [10].



Obrázek 6.3: Kaudokraniální CT mozku [41]

6.3. POČÍTAČOVÁ TOMOGRAFIE CT (COMPUTER TOMOGRAPHY)

6.3.1. Mikro-CT

Princip mikro-CT je shodný jako princip klasické výpočetní tomografie. Opět se vytváří rentgenové snímky v jednotlivých řezech [10]. Rozdílný je ovšem pohyb rentgenky a detektoru při vyšetření. U klasického CT rotuje rentgenka i detektor kolem zkoumaného objektu, naproti tomu u mikro-CT se rentgenka ani detektor nepohybuje a pohyb koná vzorek, který rotuje okolo vlastní osy [32]. Kvůli tomu, že vzorek při vyšetření rotuje, nelze vyšetření vykonávat in vivo.

7. Histomorfometrie

Histomorfometrie je metoda, která se používá pro klasifikaci a kvantifikaci kostní tkáně [33]. Samotný popis je vyjádřen pomocí histomorfometrických parametrů, kde každý parametr má jednoznačný význam, označení a jednotku, ve které se udává. Parametry byly zavedeny nejen z důvodu kvantifikace vlastností tkáně, ale i kvůli jednoznačnosti používaného názvosloví [34]. Ujednocený systém parametrů (včetně názvu, definice i jednotky) byl poprvé uveřejněn v roce 1987 v časopise *Journal of Bone and Mineral Research* a v průběhu let byl několikrát aktualizován. Tento systém rychle převzaly všechny respektované vědecké časopisy zabývající se kostmi [35].

V histomorfometrii se rozlišují dva základní druhy parametrů a to jsou primární a sekundární [34] (angličtina používá výraz *derived*, což lze přeložit jako odvozené). Primární parametry lze určit přímo měřením z kostí. Lze je měřit jak ve 3D, tak i ve 2D (mezi některými 2D a 3D parametry je rozdíl v pojmenování tak, aby název korespondoval s měřenou veličinou). Primární parametry se poté dělí ještě na skupiny dle typu měření: parametry plochy, délky, vzdálenosti (mezi body nebo přímkami) a počtu (ty jsou definovány pouze pro 2D) [35]. Při prezentaci výsledků měření je doporučeno užívat pouze 3D nebo 2D parametrů (nikoliv jejich kombinace). Sekundární parametry se dělí na strukturální a kinetické. Každý sekundární parametr má jasně danou definici, pomocí které se vypočítá [34].

Histomorfometrické parametry lze odečítat buď přímo z obrazu promítnutím kalibrovaného rastru na obraz, a tak odměřovat data (z důvodu nepřesnosti se již prakticky nepoužívá), nebo lze využít software, který je k tomu uspořádaný [33]. Při vypracovávání této práce bylo užito softwaru *ImageJ2* [6], který je schopen zobrazovat, zpracovávat, ukládat a tisknout 8-, 16- i 32-bitové obrazy, přičemž dokáže pracovat s formáty TIFF, GIF, JPEG, DICOM, FITS a RAW. *ImageJ2* je volně dostupný program, který funguje na doméně Java [8] případně Fiji [7]. Samotný program *ImageJ2* není schopen vyhodnotit histomorfometrické parametry, k tomu slouží plugin *BoneJ2* [3], který je schopen vyhodnotit parametry týkající se spongiózy (tzn. geometrii trabekul), případně tvaru celé kosti. Níže budou rozebrány histomorfometrické parametry, které byly vyhodnocovány na vyšetřovaných vzorcích.

7.1. Objemový podíl kostní tkáně

Parametr se značí jako BV/TV, kde BV znamená objem kostní hmoty (anglicky *bone volume*) a TV vyjadřuje celkový objem tkáně (*tissue volume*) [34, 35]. Parametr vyjadřuje kolik procent celkového zkoumaného objemu tkáně tvoří samotná kostní hmota [34]. Parametr se vyhodnocuje buď na celé kosti, případně pouze na spongiózní kostní tkáni (zde je doporučeno pro odlišení užívat označení Cn-BV/TV, kde zkratka Cn-BV označuje objem spongiózní kostní tkáně - z anglického *cancellous bone volume*), základní jednotkou, ve které je udáván, jsou procenta [35], ale lze se též setkat s bezrozměrnou hodnotou ležící v intervalu (0;1) [3]. Parametr bývá též někdy označován jako BVF (*bone volume fraction*).

Program *ImageJ2*, respektive plugin *BoneJ2*, vyhodnocuje objemový podíl kostní tkáně pomocí funkce *Volume fraction*. Jako vstupní data je nutné použít sekvenci binárních snímků. Výstupem je pak bezrozměrná hodnota objemového podílu, kromě ní program vypočítá hodnotu TV (*BoneJ* veličinu pojmenovává jako celkový objem, anglicky

7.2. STŘEDNÍ TRABEKULÁRNÍ TLOUŠŤKA

total volume, což o trochu lépe vystihuje definici veličiny než doporučené pojmenování dle časopisu *Journal of Bone and Mineral Research*) i BV. Oba parametry jsou vyhnoceny v mm^3 , pokud je v programu *ImageJ2* nastavena velikost voxelu, jinak ji program vyhodnotí ve voxidech. Funkce Volume fraction vyhodnocuje snímky ve dvou modech, ve *Voxel modu* vyhodnocuje přesnou hodnotu BV/TV [3] (protože program spočítá počet voxelů, jejichž hodnota je 1 a podělí ji celkovým počtem voxelů), v *Surface modu* poté záleží na nastavení parametru *smoothing* (pokud je vyšší než 6 voxelů, tak může být odchylka změřené hodnoty od reality zhruba 1,5% [3]).

7.2. Střední trabekulární tloušťka

Parametr má označení Tb.Th (z anglického trabecular thickness) a vyjadřuje jaká je velikost střední tloušťky trabekuly v daném vzorku [34]. Dříve při zjišťování byla měřena lokální trabekulární tloušťka na 2D řezech a pro výpočet střední trabekulární tloušťky bylo nutné užít speciálních vzorců, které byly odvozeny pro různé typy struktur. Nevýhodou této metody byla jistá nepřesnost, pokud se zkoumaná struktura lišila od předpokládaného typu, pro který byl odvozen vzorec. Proto byla Hildebrandem a Rüegseggerem [36] zavedena metoda, kde je nezávislá na tvaru modelu. Lokální tloušťka τ v bodě p , který je součástí měřené struktury Ω , se určí jako průměr největší vepsané kružnice (kružnice je celá uvnitř struktury) obsahující bod p :

$$\tau(p) = 2 \cdot \max(\{r | p \in sph(x, r) \subseteq \Omega, x \in \Omega\}) \quad (7.2.1)$$

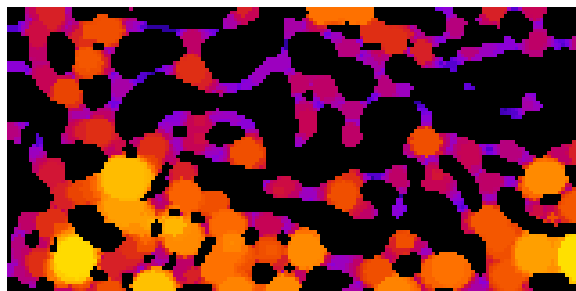
Střední tloušťka $\bar{\tau}$ je poté definována jako aritmetický průměr z lokálních tlouštěk spočítaných pro všechny body obsažené ve struktuře [36]:

$$\bar{\tau} = \frac{1}{Vol(\Omega)} \iiint_{\Omega} \tau(x) d^3x \quad (7.2.2)$$

kde:

$$Vol(\Omega) = \iiint_{\Omega} d^3x \quad (7.2.3)$$

Plugin *BoneJ2* provádí vyhodnocení pomocí funkce *Thickness*, kde se zvolí možnost *Trabecular thickness*. Vstupem musí být binární 3D obrazy repektive sekvence binárních obrazů. Plugin vyhodnotí střední hodnotu a hodnotu směrodatné odchylky v milimetrech (pokud je zadána velikost voxelu, jinak ji vypíše v pixelech) [3], při zaškrtnutí možnosti *Show thickness maps* přenesení *BoneJ2* vypočtené hodnoty lokálních trabekulárních tlouštěk do vstupních obrazů (viz obrázek 7.1), přičemž různé hodnoty barevně odliší.



Obrázek 7.1: Vizualizace hodnot lokální trabekulární tloušťky

7.3. Střední mezitrabekulární prostor

Parametr má označení Tb.Sp (z anglického trabecular separation) a vyjadřuje jaká je střední vzdálenost mezi trabekulami v daném vzorku. Parametr byl původně definován [34]:

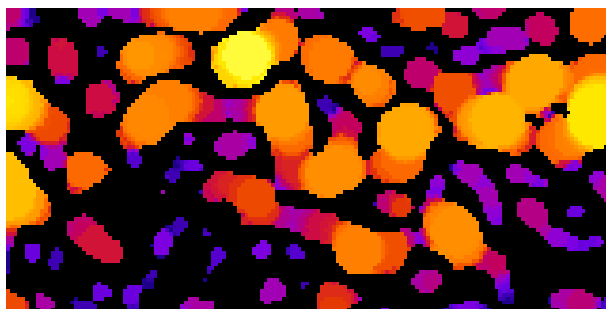
$$Tb.Sp = \frac{1}{Tb.N} - Tb.Th \quad (7.3.1)$$

kde:

$$Tb.N = \frac{BV/TV}{Tb.Th} \quad (7.3.2)$$

Nová metoda určování Tb.Th je ovšem použitelná pro měření Tb.Sp. Narozdíl od Tb.Th musí body, které jsou součástí měřené struktury (zde mezitrabekulárního prostoru), ležet mimo trabekuly, stejně jako největší vepsané kružnice, jež nesmí do trabekul zasahovat [36].

Plugin *BoneJ2* provádí vyhodnocení tohoto parametru pomocí funkce *Thickness*, kde se zvolí možnost *Trabecular spacing* (opět je zde rozdíl oproti doporučenému názvosloví [34]). Vstupem musí být stejně jako u střední trabekulární tloušťky binární 3D obrazy repektive sekvence binárních obrazů, výstupem je opět číselná hodnota středního mezitrabekulárního prostoru a směrodatné odchylky, hodnoty lokálního mezitrabekulárního prostoru lze opět vizualizovat do vstupních obrazů (viz obrázek 7.2) [3].

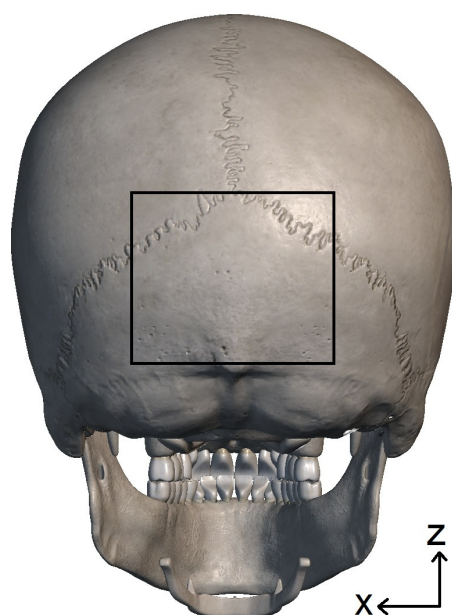


Obrázek 7.2: Vizualizace hodnot lokálního mezitrabekulárního prostoru

8. Analýza mikro-CT snímků lebeční kosti

8.1. Popis dat určených ke zpracování

Pro účely vypracování bakalářské práce bylo vedoucím práce poskytnuto pět sekvencí mikro-CT snímků po zhruba 1400 snímcích z oblasti temene hlavy (umístění vzorků i souřadný systém jsou patrné z obrázku 8.1), velikost voxelu při vytváření mikro-CT obrazu byla nastavena na 0,045x0,045x0,045 mm. Snímky byly vytvořeny v laboratoři CEITECH na zařízení *General Electric v tome x L240*, Boston, Massachusetts, USA, pod vedením Ing. Tomáše Zikmunda, Ph.D. Sekvence mikro-CT snímků byla vytvořena pro segmenty kosti vyobrazené na obr. 8.2 (pozn.: segment č. 4, na obrázku prostřední, je z důvodu vykonané materiálové zkoušky neúplný). Segmenty měly přibližně délku 63 mm, šířku 10 mm a výšku 9 mm, přesné rozměry díky zakřivení lebky a proměnné tloušťce není možné zaručit. Při výběru místa, ze kterého byly segmenty odděleny, byl kladen důraz na to, aby zakřivení lebky v tomto místě bylo co nejmenší, segmenty musely také co nejméně zasahovat do lebečních švů (ty totiž výrazně ovlivňují mechanické vlastnosti kosti [2]).

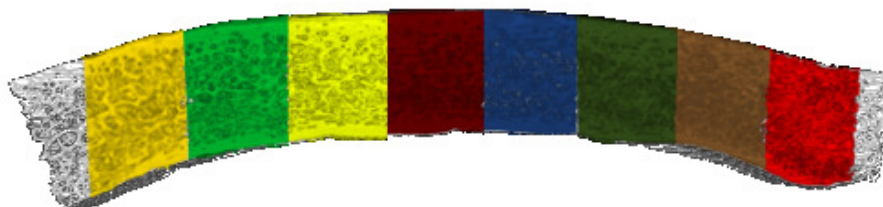


Obrázek 8.1: Lebka s vyznačeným místem odběru segmentů (vytvořeno pomocí Anatomy 3D Atlas [51], upraveno)

Aby bylo možné ze segmentů vybrat co největší oblast obsahující spongiózní kostní tkáň, bylo nutné segmenty rozdělit na úseky, jak je patrné z obrázku 8.3. Úseky musely mít stejné rozměry, aby bylo možné výsledky porovnávat a statisticky zpracovávat. Počet snímků v jednom úseku byl zvolen na 150. Většinu segmentů bylo možné rozdělit na 8 úseků, ale například segment 2 bylo možné rozdělit pouze na 6 úseků, což je způsobeno tím, že segmenty nejsou stejnoměrné.



Obrázek 8.2: Vyšetřované segmenty lebky



Obrázek 8.3: Rozdělení segmentu 1 na osm úseků

8.2. Zpracování mikro-CT snímků v programu *ImageJ2*

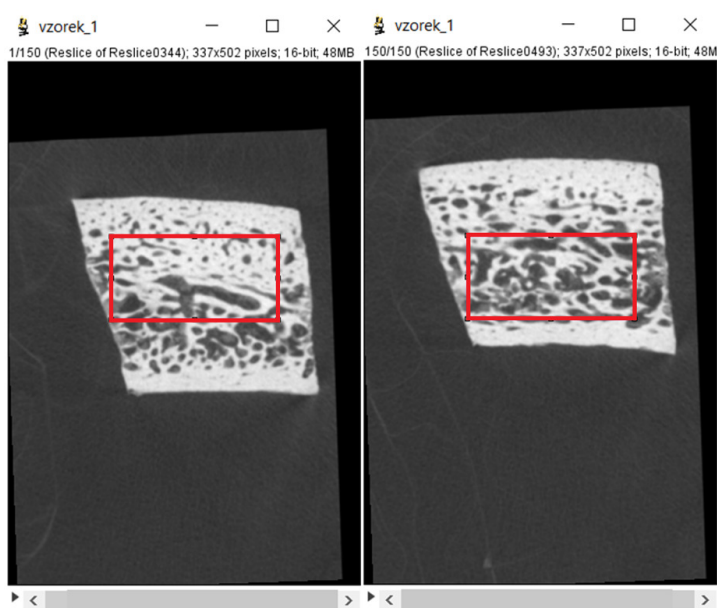
Aby bylo možné vytvořit model geometrie, který je potřebný pro deformačně napětovou analýzu, je třeba sekvence mikro-CT snímků převést na sekvence binárních obrazů. Tyto sekvence jsou také nutným vstupem pro měření morfometrických parametrů. Jelikož je práce zaměřena na určení mechanických vlastností spongiózní tkáně, bylo třeba na všech úsecích vybrat tu část, která neobsahuje kortiku. Úkony spojené s úpravou a binarizací obrazů byly prováděny v programu *ImageJ2*, pro měření morfometrických parametrů bylo nutné použít rozšiřující plugin *BoneJ2*.

8.2.1. Segmentace spongiózní tkáně

Pro segmentaci spongiózní tkáně bylo v programu *ImageJ2* užito nejdříve funkce *Rectangle* (tzv. obdélníkový výběr), pomocí níž lze vybrat oblast se spongiózní tkání (tj. bez kortiky), viz obrázek 8.4, kde je ukázán první a poslední snímek sekvence z jednoho úseku. Dále bylo užito funkce *Crop*, která odstraní oblast mimo výběr. Tento postup byl hromadně aplikován na všechny snímky z jednoho úseku, bylo tedy nutné zaručit, aby žádný snímek z úseku neobsahoval kortiku. Z těchto důvodů byly zvoleny rozměry obdélníkového výběru 160x80 pixelů, což při dané velikosti voxelu znamená, že výběr má šířku 7,2 mm, výšku 3,6 mm. Segmentací jednoho úseku mikro-CT snímků vznikne tzv. oblast,

8.2. ZPRACOVÁNÍ MIKRO-CT SNÍMKŮ V PROGRAMU IMAGEJ2

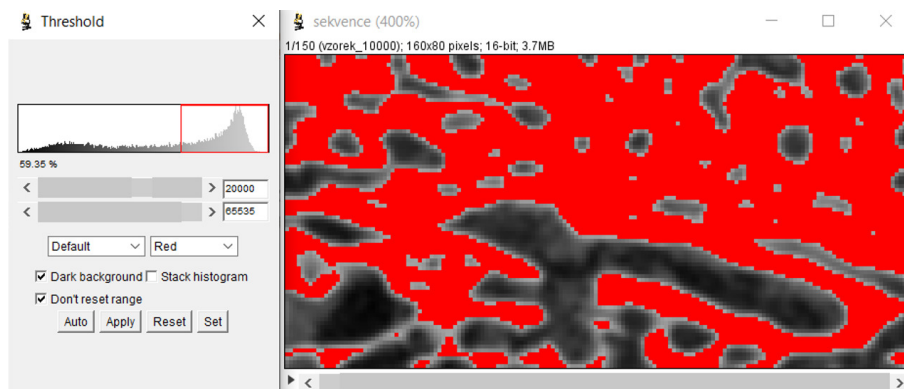
jejíž rozměry jsou 7,2 x 3,6 x 6,75 mm (poslední údaj je znám díky počtu snímků tvořící jednu oblast, což činí 150).



Obrázek 8.4: Ukázka segmentace spongiózní tkáně

8.2.2. Binarizace sekvencí mikro-CT snímků

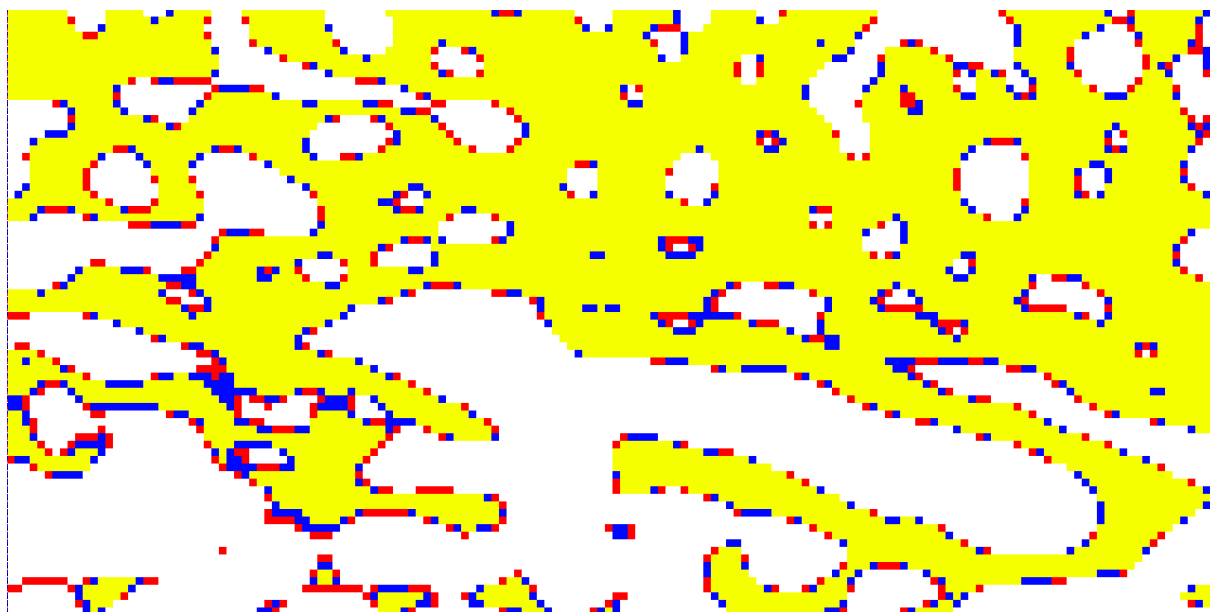
Pro měření morfometrických parametrů v programu *ImageJ2*, respektive pluginu *BoneJ2*, je nutné mít sekvence binárních obrazů, jak již bylo zmíněno. V programu *ImageJ2* je proto určena funkce *Threshold*. Funkce převede obrazy ve stupních šedi na binární obrazy. Je též nutné nastavit dolní i horní prahovou hodnotu stupně šedi, jejichž hodnota v binárním obraze bude rovna jedné (tzn. že obsahuje kostní tkáň). V případě této práce je horní prahová hodnota brána jako maximální nastavitelná hodnota, spodní prahovou hodnotu je třeba vhodně zvolit tak, aby výsledný obraz co nejlépe popisoval skutečný tvar kostní tkáně. Nastavení funkce *Threshold* je ukázáno na obrázku 8.5. Při řešení této práce byla spodní prahová hodnota zvolena na 20000.



Obrázek 8.5: Ukázka použití funkce *Threshold* i s nastavením na segmentu 1, oblasti 2

Aby bylo možné určit jaký vliv má nastavení prahových hodnot nejen na histomorfometrické parametry, ale i na výsledné zdánlivé moduly pružnosti spongiózní kostní tkáně, byla na segmentu 1 provedena měření pro tři varianty nastavení funkce *Threshold*. První

varianta má dolní prahovou hodnotu 20000, druhá varianta 21000 a třetí varianta 22000. Na obrázku 8.6 jsou poté srovnány velikosti jednotlivých oblastí, kde žlutá plocha je varianta 22000, sjednocení modré a žluté plochy varianta 21000, sjednocení žluté, modré i červené je varianta 20000.



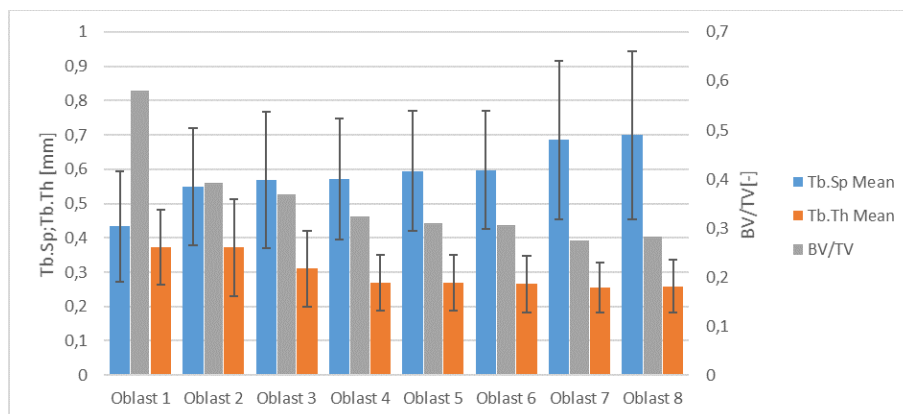
Obrázek 8.6: Srovnání ploch pro tři varianty nastavení funkce *Threshold*

8.2.3. Měření histomorfometrických parametrů

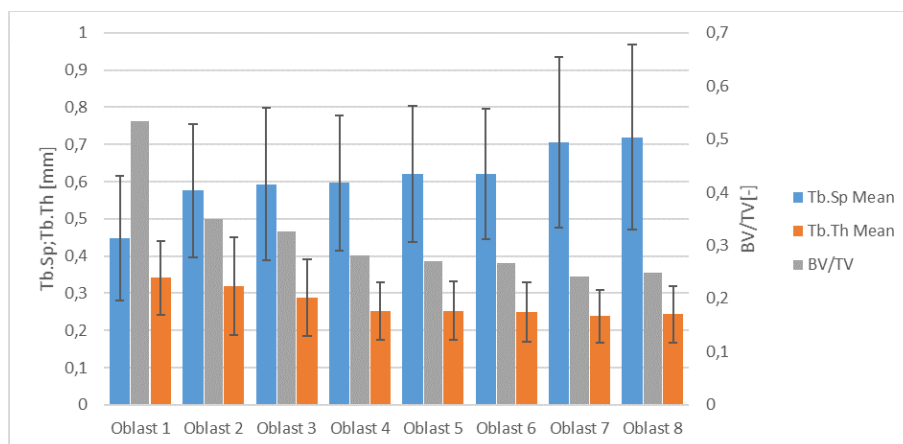
V této práci mezi vyšetřované parametry patří BV/TV, Tb.Th a Tb.Sp. Měření histomorfometrických parametrů bylo provedeno pomocí pluginu *BoneJ2*, jež rozšiřuje původní program *ImageJ2*. Princip měření těchto parametrů byl popsán v kapitole Histomorfometrie. Samotné měření bylo provedeno zvlášť pro každou oblast, výsledky poté byly vyneseny do grafů. Zde budou nejprve ukázány grafy pro tři varianty funkce *Threshold* na segmentu 1 (obrázky 8.7, 8.8 a 8.9). Dále budou ukázány grafy pro zbylé čtyři segmenty již s pouze s variantou *Threshold* 20000 (obrázky 8.10, 8.11, 8.12, 8.13).

Ze srovnání grafů je patrné, že čím je hodnota BV/TV vyšší, tím je vyšší i Tb.Th, Tb.Sp je naopak nižší. Zároveň je nutné podotknout, že pro varianty *Threshold* s vyšší dolní prahovou hodnotou, je na stejných oblastech segmentu BV/TV nižší, což je ukázáno na obrázku 8.14, kde jsou porovnány histomorfometrické parametry na oblasti 1 segmentu 1 pro všechny varianty funkce *Threshold*.

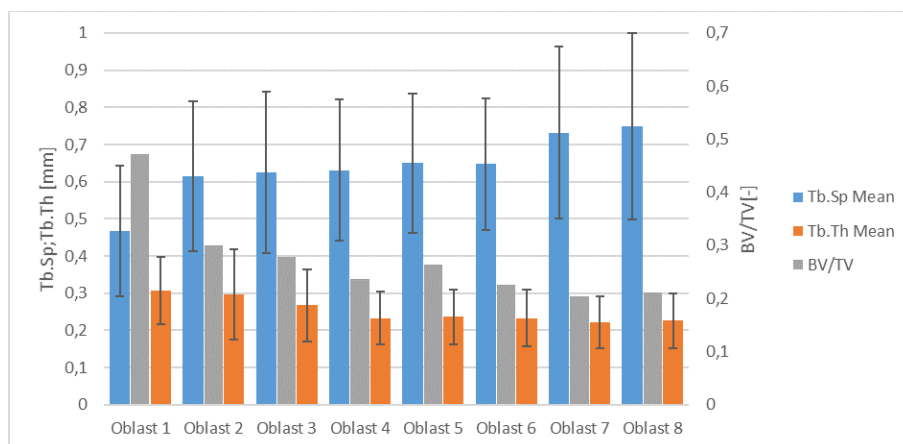
8.2. ZPRACOVÁNÍ MIKRO-CT SNÍMKŮ V PROGRAMU IMAGEJ2



Obrázek 8.7: Výsledky měření na segmentu 1 pro variantu *Threshold* 20000

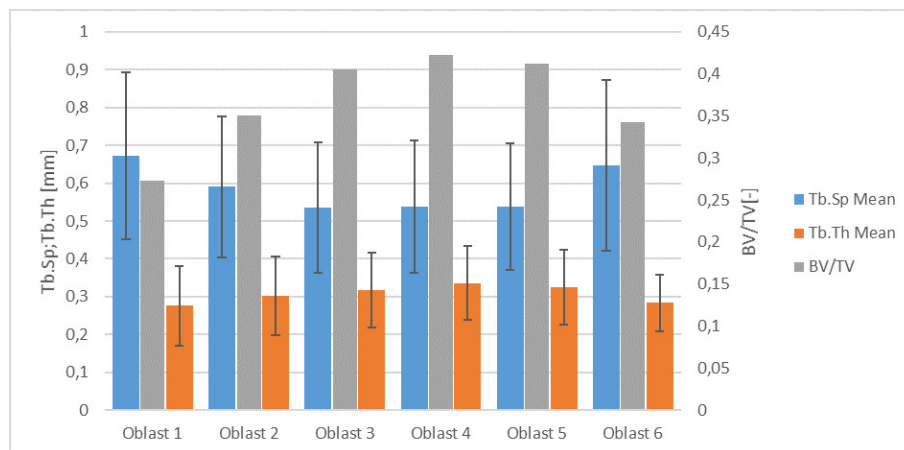


Obrázek 8.8: Výsledky měření na segmentu 1 pro variantu *Threshold* 21000

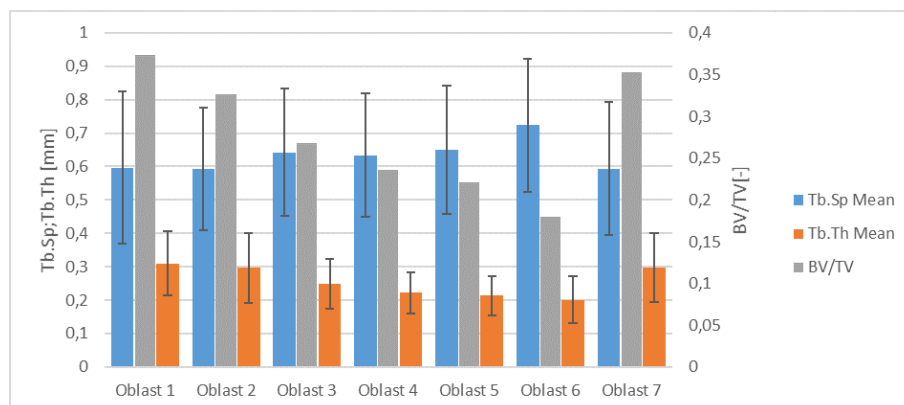


Obrázek 8.9: Výsledky měření na segmentu 1 pro variantu *Threshold* 22000

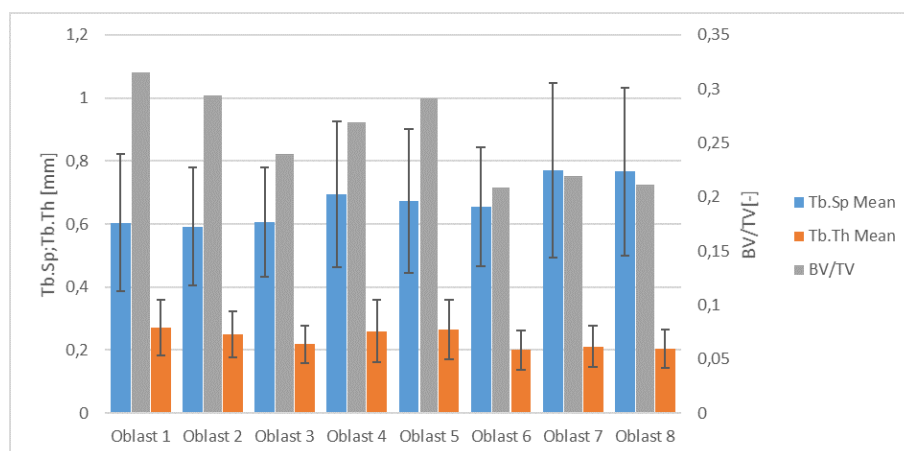
8. ANALÝZA MIKRO-CT SNÍMKŮ LEBEČNÍ KOSTI



Obrázek 8.10: Výsledky měření na segmentu 2 pro variantu *Threshold* 20000

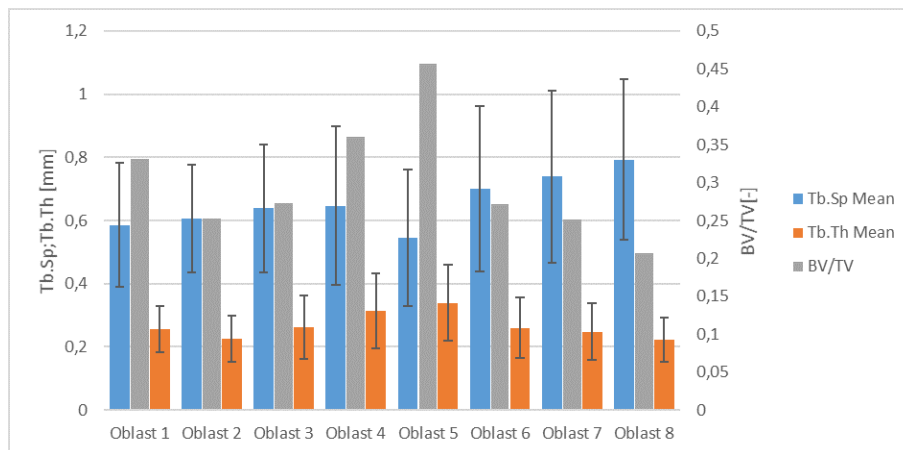


Obrázek 8.11: Výsledky měření na segmentu 3 pro variantu *Threshold* 20000

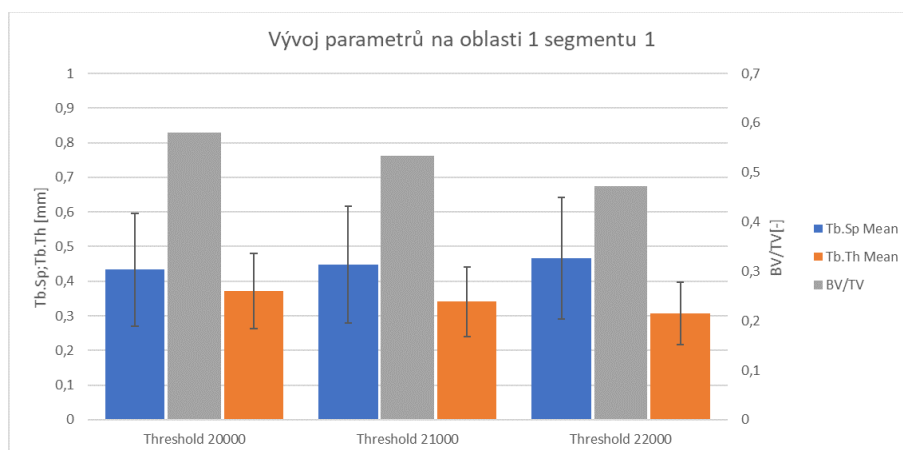


Obrázek 8.12: Výsledky měření na segmentu 4 pro variantu *Threshold* 20000

8.2. ZPRACOVÁNÍ MIKRO-CT SNÍMKŮ V PROGRAMU IMAGEJ2



Obrázek 8.13: Výsledky měření na segmentu 5 pro variantu *Threshold* 20000



Obrázek 8.14: Výsledky měření na oblasti 1 segmentu 1 pro všechny varianty *Threshold*

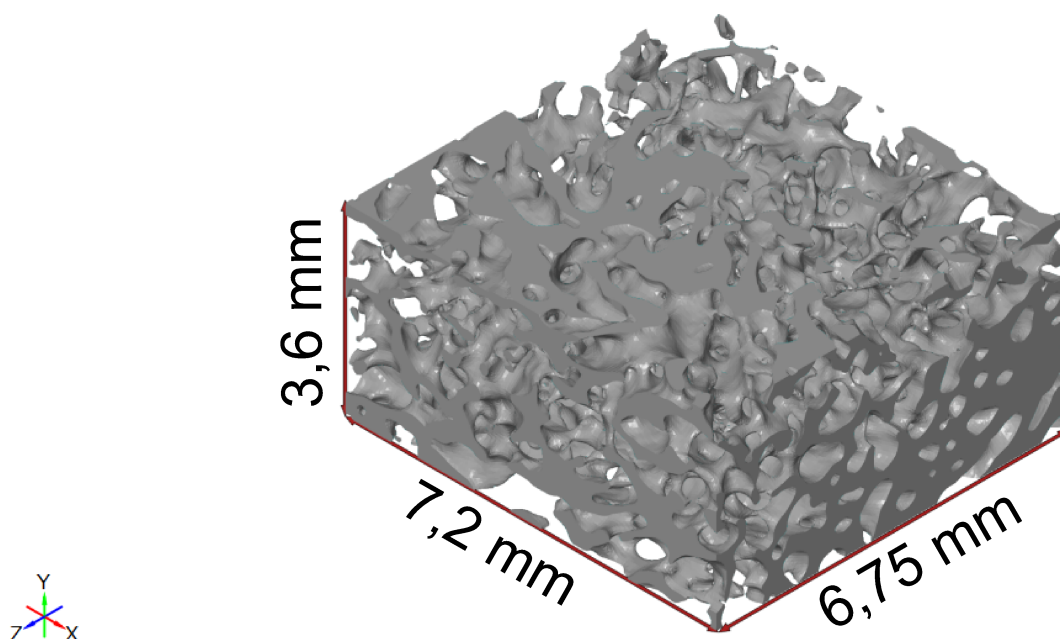
9. Určování mechanických vlastností spongiózní kostní tkáně

Jednou z metod, která bývá pro zjištění mechanických vlastností nejčastěji používána, je metoda experimentální. S ohledem na časovou náročnost experimentu a zároveň vzhledem k dostupnosti mikro-CT snímků z oblasti lebky bylo přistoupeno k určení mechanických vlastností pomocí výpočtového modelování, zde pomocí metody konečných prvků. Výpočtové modelování je možné použít k predikci mechanických vlastností spongiózní kostní tkáně na základě studií van Ruijvena a kol. [31], Maquera a kol. [38] a Costy a kol. [39].

9.1. Výpočtový model

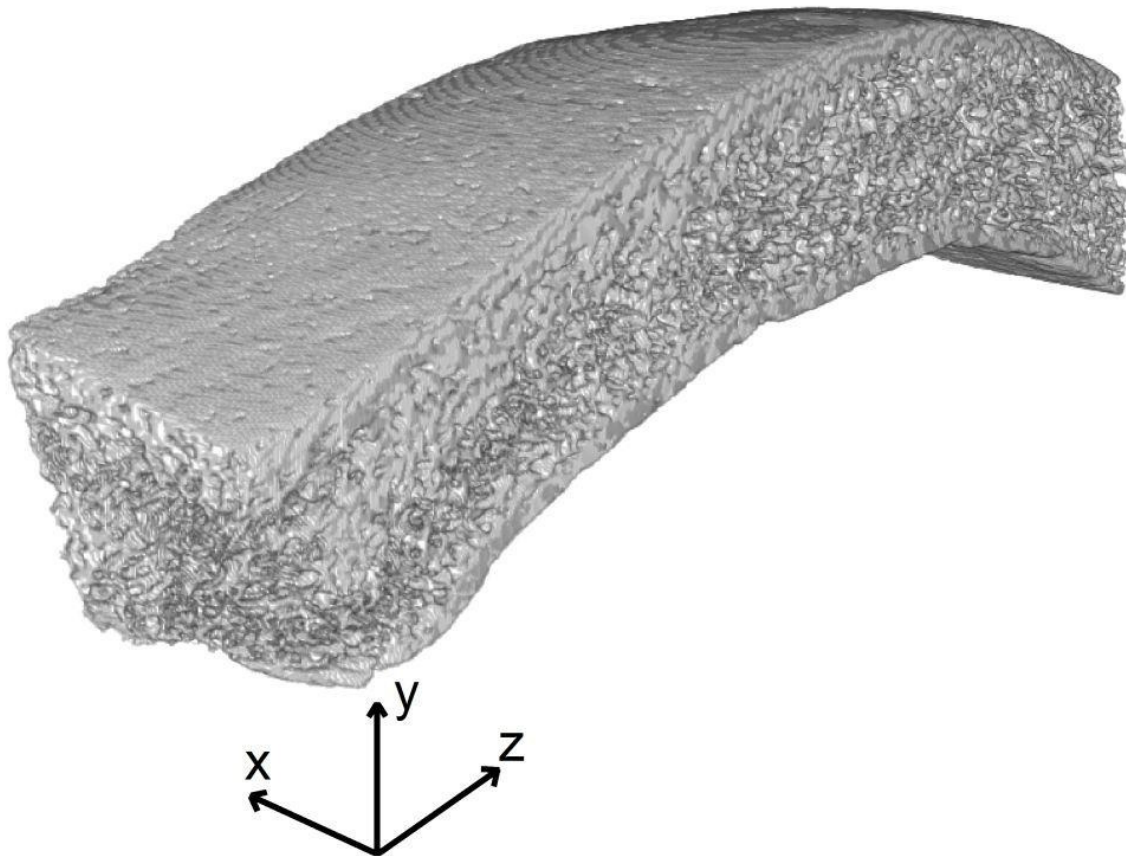
9.1.1. Model geometrie

Pro každou oblast segmentu byl poslopností níže popsanych procesů vytvořen model geometrie. Z odsegmentovaných a binarizovaných sekvencí mikro-CT snímků jednotlivých oblastí byly vedoucím práce pomocí softwaru *STL Model Creator* vytvořeny modely geometrie ve formátu STL. Tento typ souboru popisuje trojrozměrnou geometrii pomocí trojúhelníkové sítě, která reprezentuje pouze povrch modelu [40]. Software zavádí do modelu i souřadný systém, který je i s rozměry modelu popisující jednu oblast zobrazen na obrázku 9.1.



Obrázek 9.1: Souřadný systém a rozměry modelu geometrie oblasti

Globální souřadnicový systém segmentu má s lokálními systémy jednotlivých oblastí rovnoběžné osy. Globální souřadnicový systém je možné vidět na obrázku 9.2.



Obrázek 9.2: Globální souřadnicový systém segmentu

9.1.2. Model materiálu

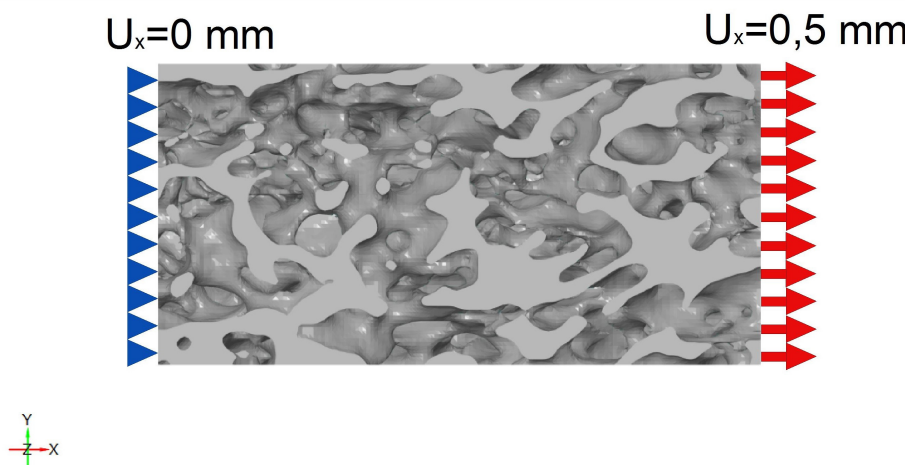
Jelikož byla při obrazové analýze naměřena průměrná hodnota tloušťky trámečku spongiózní kostní tkáně (parametr Tb.Th) vyšší než $100\ \mu m$, lze na základě podkapitoly 4.3.2. spongiózní kostní tkáň modelovat jako lineárně pružný, homogenní a isotropní materiál. Dalším nutným předpokladem jsou malé deformace materiálu (napětí v kosti není vyšší než mez pružnosti). Lineárně pružný model materiálu jednoznačně popisují dvě materiálové charakteristiky a to modul pružnosti spongiózní kostní tkáně E_t a Poissonovo číslo μ . Ve studii van Ruivena [31] je uvedeno, že pro různé hodnoty E_t jsou si závislosti navzájem podobné. Proto byla zvolena hodnota $E_t = 15 GPa$ s ohledem na tabulku 4.2. Hodnotu Poissonova čísla je díky absenci měření vhodné volit $\mu = 0,3$ [9].

9.1.3. Model zatížení

Při výpočtovém modelování je třeba napodobit podmínky materiálové zkoušky, kdy lze předpokládat, že strany s normálou ve směru zatížení na sebe budou stále rovnoběžné [50], proto bylo zvoleno zatížení deformační. To nám narozdíl od zatížení silou působící na plochu zajistí stejné velikosti deformace na stranách zatížených posuvem, což by u zatížení silou nebylo možné vzhledem k nehomogenitám vzorků. S ohledem na to, že model materiálu je uvažován jako lineárně pružný, je velikost posuvu nezávislá na zjišťovaných mechanických vlastnostech. V tomto případě byly všechny směry zatíženy posuvem 0,5 mm. Umístění zatížení je schématicky zobrazeno na obrázku 9.3.

9.1.4. Model vazeb

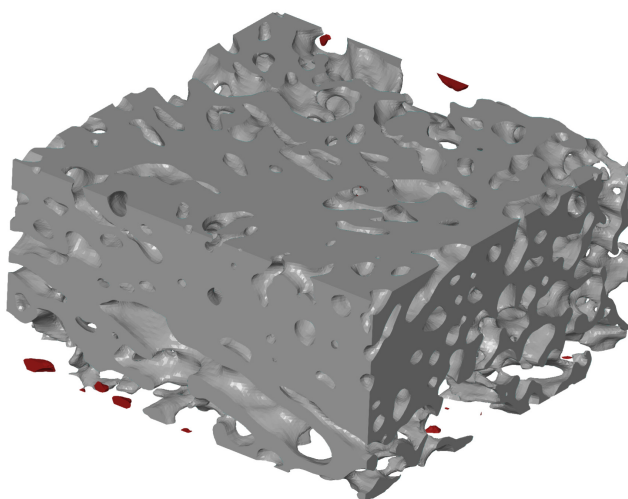
Zkoušené materiály a přístroje na měření nemohou při materiálové zkoušce sebou prostupovat, tomu musí odpovídat i vazby. Při materiálové zkoušce je zpravidla jedna strana vzorku ve směru zatížení uchycena pevně, na protilehlé straně je poté předepsáno zatížení konstantním posuvem (popsáno v předchozí podkapitole). Omezení deformací pouze ve směru zkoušení je nutné zejména proto, aby nedocházelo k umělému navýšení tuhosti. Umístění vazeb je patrné z obrázku 9.3.



Obrázek 9.3: Okrajové podmínky na oblasti ve směru x

9.1.5. Diskretizace geometrie

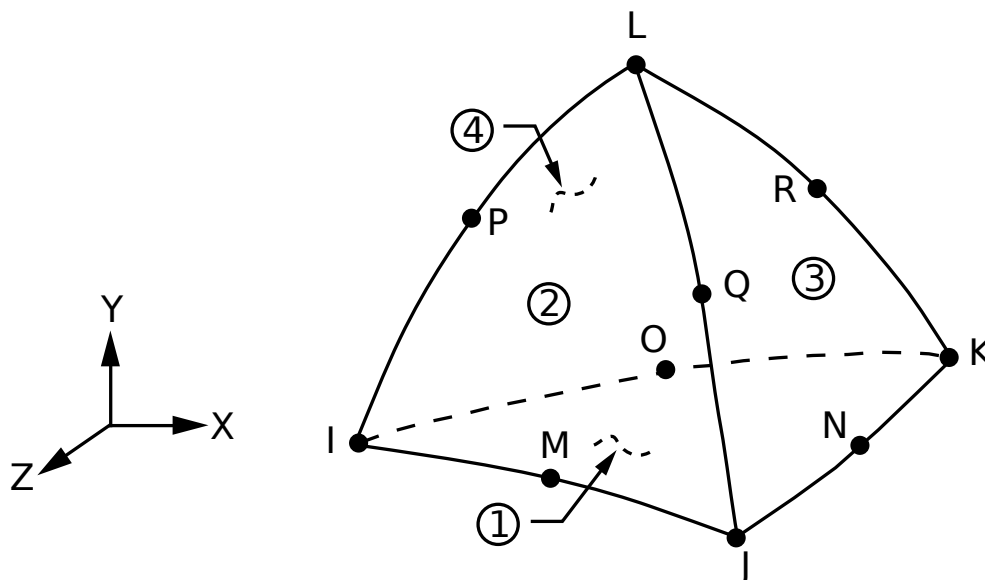
Aby bylo možné výpočtový model řešit pomocí MKP, je nutné na modelu geometrie vytvořit síť konečných prvků. Před samotnou diskretizací bylo ještě nutné soubory STL opravit, respektive odstranit volné části spongiózní kostní tkáně na okrajích oblastí, které by znemožnily výpočet, což je ukázáno na obrázku 9.4. K odstranění volných elementů spongiózní kostní tkáně bylo užito softwaru *GOM Inspect 2018*.



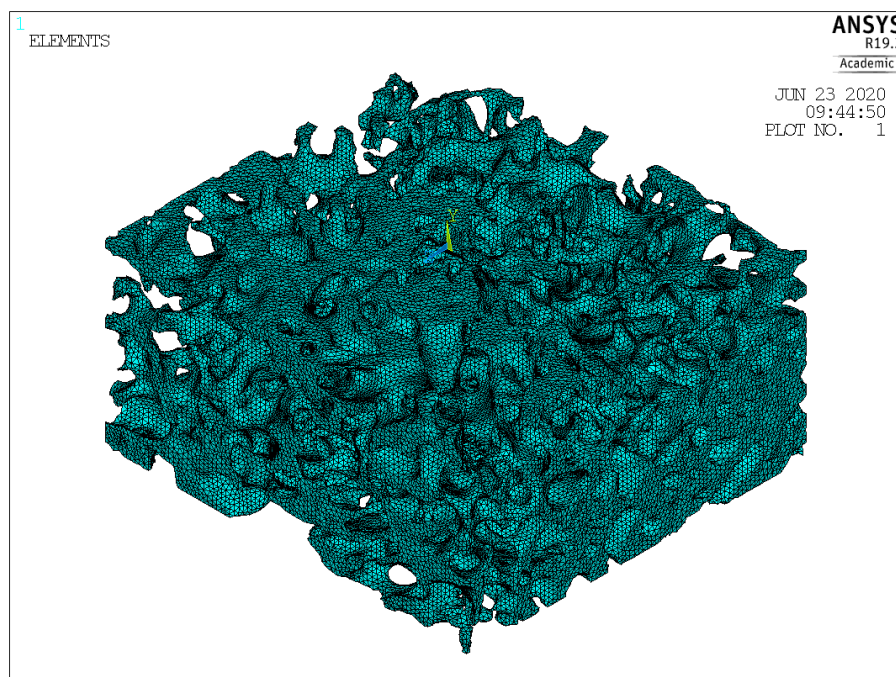
Obrázek 9.4: Odstranění volných elementů - GOM Inspect 2018

9.1. VÝPOČTOVÝ MODEL

Dále bylo nutné vytvořit síť konečných prvků. K tomu byl využit software ANSYS® Academic Research Mechanical, Release 16.2 (Swanson Analysis, Inc. Houston, PA, USA). K síťování byly užity kvadratické prostorové prvky SOLID187 (viz obrázek 9.5). Tento prvek má 3 stupně volnosti (U_x , U_y , U_z) a je definován 10 uzly (I, J, K, L, M, N, O, P, Q, R). Maximální velikost jednoho prvku byla zvolena 0,09 mm [12]. Průměrný počet prvků tvořících jednu oblast byl průměrně 1 200 000, průměrný počet uzlů byl 2 500 000. Výslednou síť vytvořenou na oblasti 2 ze segmentu 1 je možné vidět na obrázku 9.6.



Obrázek 9.5: Prvek SOLID187 [49]



Obrázek 9.6: Diskretizovaný model geometrie - Mechanical APDL

9.2. Presentace a analýzy výsledků

9.2.1. Výpočet modulu pružnosti spongiózní kostní tkáně

Při řešení v softwaru *Mechanical APDL* byly na strany s normálou ve vyšetřovaném směru předepsány okrajové podmínky znázorněné na obrázku 9.3. Podmínky lze ale předepsat pouze do uzlů a jelikož uzly nelze vybrat pomocí roviny, byl proveden výběr pomocí definované oblasti, která měla tloušťku 0,1 mm. Do takto vybraných uzlů už bylo možné předepsat výše popsané okrajové podmínky. Na každé oblasti byla provedena řešení ve směrech definovaných souřadným systémem, celkem se tedy jednalo o tři řešení na oblasti.

Pro určení mechanických vlastností oblasti reprezentující spongiózní kosti je nutné znát kromě rozměrů vzorku a velikosti posuvu i velikost stykové síly. V *Mechanical APDL* se k jejímu zjištění používá příkaz *PR SOL* (nebo v menu funkce Reaction Solution). Tento příkaz je nutné aplikovat buď na uzly v nichž byl předepsán nulový posuv, nebo na uzly pro něž byl předepsán posuv 0,5 mm.

Na každé oblasti byly určeny uspořádané čtveřice, které byly tvořeny zjištěnými velikostmi stykových sil na dané oblasti ve směrech x, y, z, posledním členem byla velikost histomorfometrického parametru BV/TV určená při obrazové analýze.

Je nutné poznamenat, že hodnota, která bude počítána, vyjadřuje takzvaný zdánlivý modul pružnosti, tedy modul pružnosti celé oblasti (tzn. objemu zahrnující jak spongiózní kostní tkáň, tak i mezitrabekulární prostor). Pokud nadále bude zmíněn modul pružnosti spongiózní kostní tkáně, bude tím myšlen modul zdánlivý, nebude-li uvedeno jinak. Z velikosti stykové síly je možné hodnotu modulu pružnosti spongiózní kostní tkáně určit výpočtem. K určení modulu pružnosti spongiózní kostní tkáně byl použit vztah vycházející z Hookova zákona:

$$\sigma = E \cdot \varepsilon \Rightarrow E = \frac{\sigma}{\varepsilon} = \frac{F \cdot l}{S \cdot u} \quad (9.2.1)$$

Veličiny obsažené ve vzorci: $F[N]$ - styková síla, $l[mm]$ - délka vzorku ve směru zatížení, $S[mm^2]$ - obsah průřezu oblasti s normálou ve směru zatížení (zahrnuje plochu kostní tkáně i plochu mezitrabekulárního prostoru), $u[mm]$ - zadaný posuv. Pozn.: při samotném řešení musela být z hodnoty délky vzorku l dvakrát odečtena tloušťka oblasti, na které byly uzly vybrány.

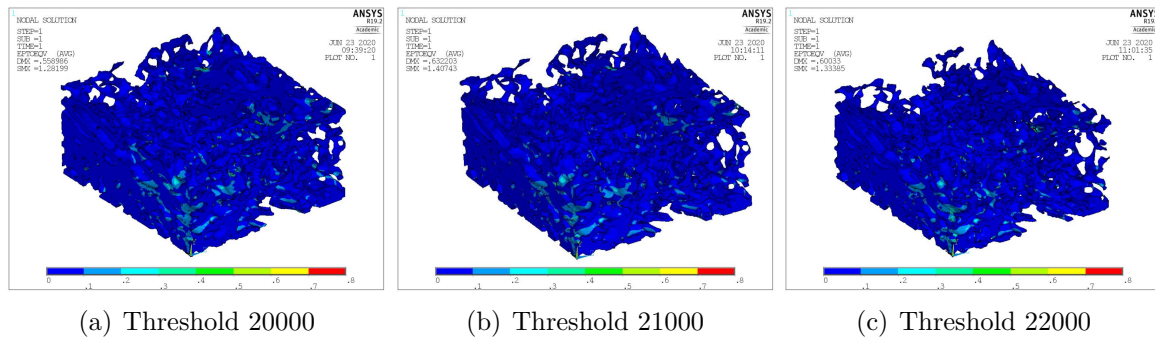
9.2.2. Vyhodnocení tří variant funkce Threshold na segmentu 1

V této podkapitole budou vyhodnoceny tři varianty nastavení funkce *Threshold*, která má vliv na hodnotu histomorfometrického parametru BV/TV a tedy i na hodnotu modulu pružnosti spongiózní kostní tkáně.

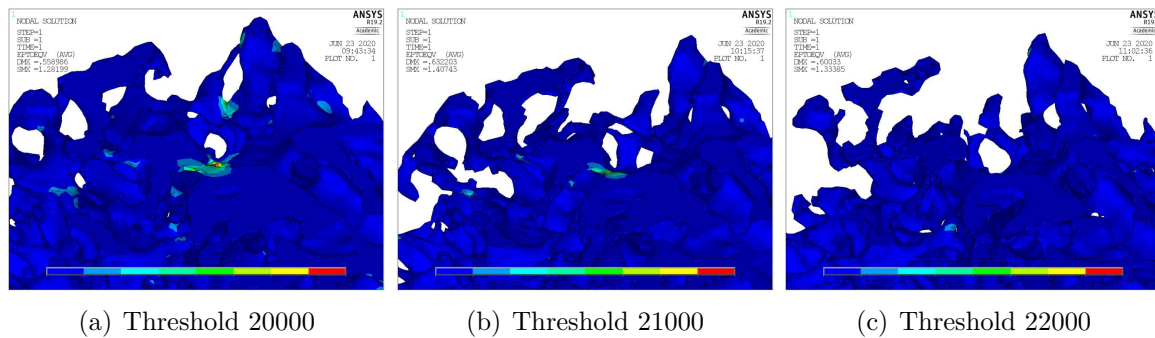
Na obrázcích 9.7, 9.8, 9.9 jsou srovnána přetvoření HMH ve směru x pro jednotlivé výše popsané varianty funkce *Threshold*, na obrázku 9.10 jsou srovnány deformace ve směru x. Pro názornější porovnání jsou barevné škály u jednotlivých veličin stejné. Je nutné podotknout, že nejvyšších přetvoření nemusí být dosaženo u variant funkce *Threshold*, pro které má parametr BV/TV nejvyšší hodnotu (jak by se dalo očekávat). Tato skutečnost je způsobena tím, že při vyšších hodnotách dolní prahové hodnoty funkce *Threshold* mohou některé velmi tenké trabekuly představovat koncentrátoři, které ovlivňují lokální hodnotu veličin.

9.2. PREZENTACE A ANALÝZY VÝSLEDKŮ

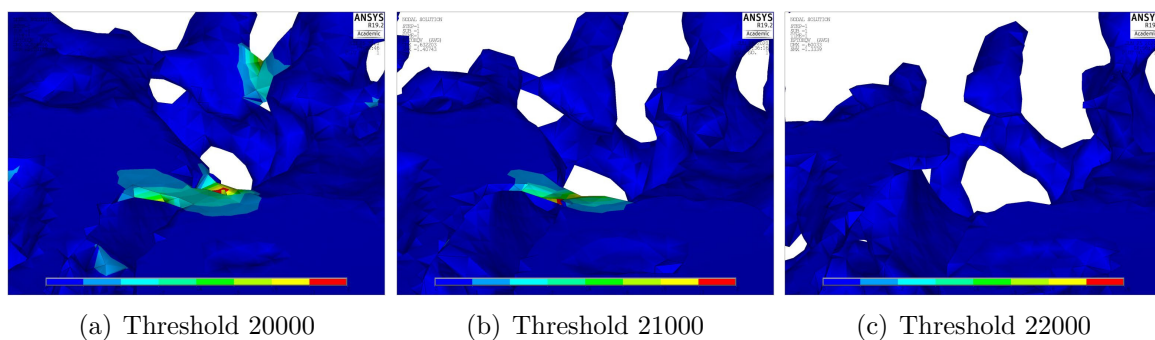
Při zanedbání extrémů veličin v koncentrátorech však obecně platí, že velikost přetvoření na oblastech lze uspořádat dle variant funkce *Threshold*. Pro variantu 20000 jsou hodnoty přetvoření nejvyšší a pro variantu 22000 nejnižší. Z toho vyplývá, že i velikost modulu pružnosti spongiózní kostní tkáně bude nejvyšší pro variantu funkce *Threshold* 20000 a pro variantu 22000 bude nejnižší. Tento fakt je demonstrován na obrázku 9.11, kde jsou porovnány výsledné hodnoty modulů pružnosti spongiózní kostní tkáně a příslušné hodnoty BV/TV pro jednotlivé varianty funkce *Threshold*.



Obrázek 9.7: Srovnání redukovaného přetvoření HMH pro jednotlivé varianty funkce *Threshold*

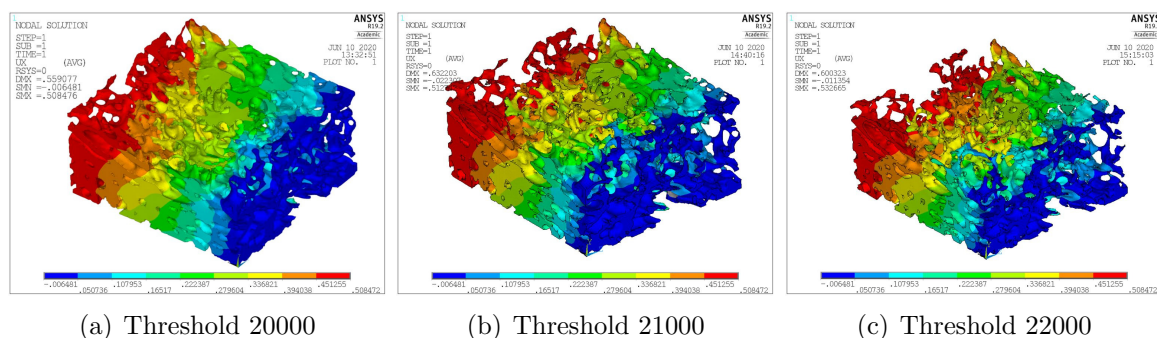


Obrázek 9.8: Srovnání redukovaného přetvoření HMH pro jednotlivé varianty funkce *Threshold* - detail

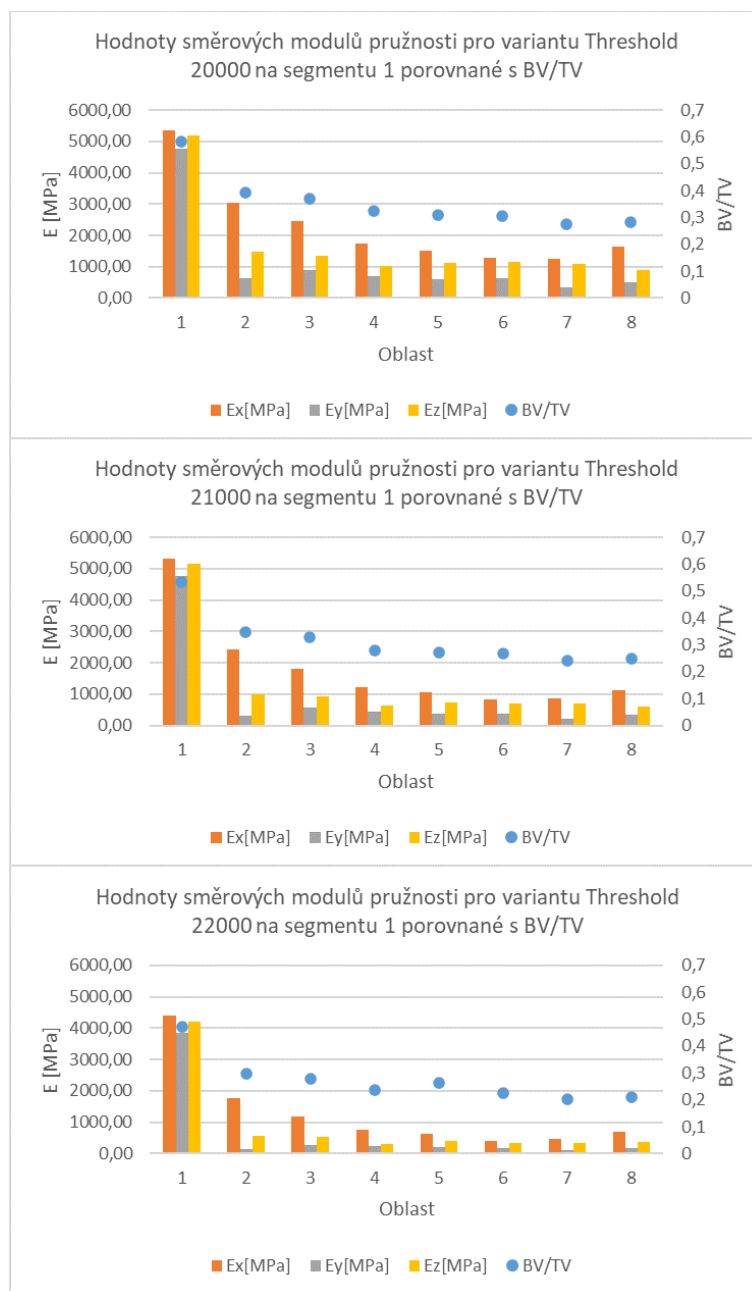


Obrázek 9.9: Srovnání redukovaného přetvoření HMH pro jednotlivé varianty funkce *Threshold* - detail trabekuly

9. URČOVÁNÍ MECHANICKÝCH VLASTNOSTÍ SPONGIÓZNÍ KOSTNÍ TKÁŇĚ



Obrázek 9.10: Srovnání deformace ve směru x pro jednotlivé varianty funkce *Threshold*

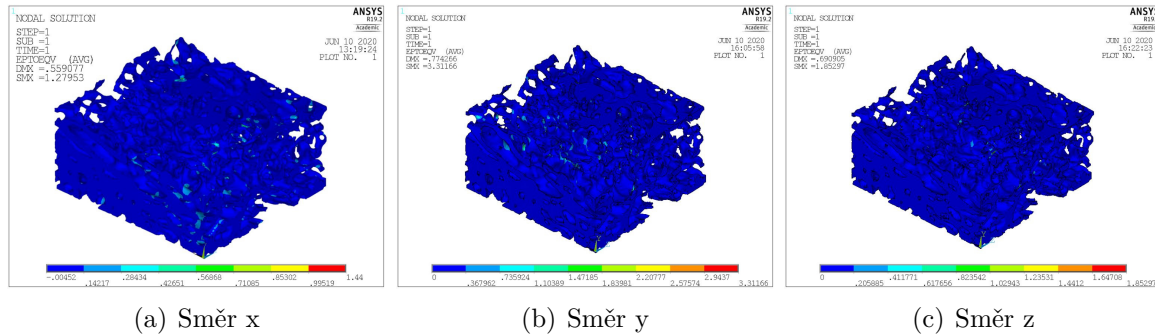


Obrázek 9.11: Srovnání variant funkce *Threshold*

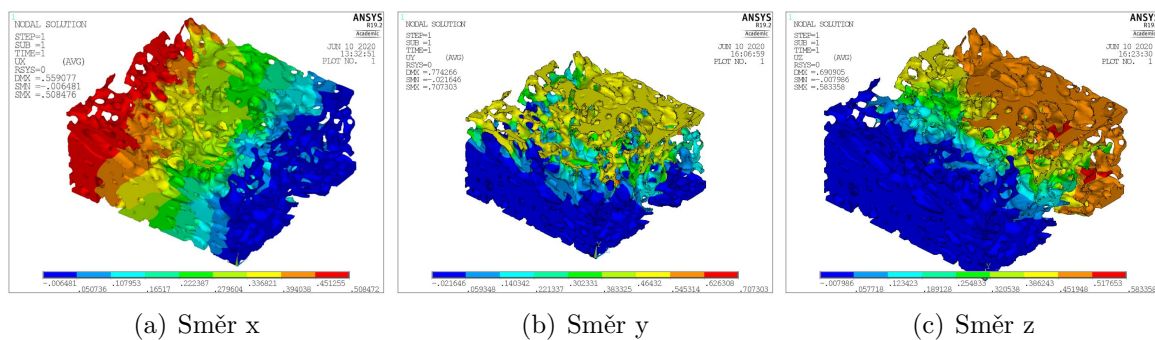
9.2. PREZENTACE A ANALÝZY VÝSLEDKŮ

9.2.3. Vyhodnocení všech segmentů

Jak již bylo zmíněno výše, při segmentaci byla na všech pěti segmentech použita varianta nastavení funkce *Threshold* 20000. Ze všech pěti segmentů bylo celkem vytvořeno 37 oblastí. Byly určeny moduly pružnosti na každé oblasti ve třech směrech definovaných souřadným systémem. Na obrázcích 9.12, 9.13 je vykresleno redukované přetvoření HMH, respektive deformace ve směru zatížení.



Obrázek 9.12: Redukované přetvoření HMH v jednotlivých směrech



Obrázek 9.13: Deformace v jednotlivých směrech

Hlavním výstupem jsou ovšem velikosti stykových sil. Z těchto hodnot byly výše uvedeným způsobem určeny velikosti modulů pružnosti spongiózní kostní tkáně na oblastech v jednotlivých směrech. Vyhodnocení segmentů vyobrazených na obrázku 8.2 je ukázáno v tabulkách 9.1 až 9.5.

Oblast	E_x [MPa]	E_y [MPa]	E_z [MPa]	BV/TV[-]
1	5339,32	4758,93	5177,01	0,581
2	3050,04	629,82	1478,48	0,392
3	2454,88	896,00	1362,51	0,369
4	1755,46	710,31	1007,67	0,323
5	1521,02	590,21	1114,97	0,309
6	1292,95	622,76	1167,84	0,306
7	1250,92	344,30	1096,55	0,275
8	1634,69	502,03	885,37	0,283
Výběrový průměr	2287,41	1131,80	1661,30	0,35
Výběrová směr. odchylka	1377,54	1474,08	1432,94	0,0998

Tabulka 9.1: Určené moduly pružnosti spongiózní kostní tkáně segmentu 1

9. URČOVÁNÍ MECHANICKÝCH VLASTNOSTÍ SPONGIÓZNÍ KOSTNÍ TKÁNĚ

Oblast	E_x [MPa]	E_y [MPa]	E_z [MPa]	BV/TV[-]
1	928,82	202,57	1052,55	0,273
2	2184,45	791,47	2253,41	1779,76
3	2849,84	1371,19	2253,41	0,405
4	3092,34	1504,96	2244,79	0,423
5	3017,40	1399,71	2119,45	0,412
6	2598,04	1032,51	1442,37	0,343
Výběrový průměr	2445,16	1050,4	1815,39	0,37
Výběrová směr. odchylka	812,49	493,50	488,07	0,0570

Tabulka 9.2: Určené moduly pružnosti spongiózní kostní tkáně segmentu 2

Oblast	E_x [MPa]	E_y [MPa]	E_z [MPa]	BV/TV[-]
1	2805,29	1011,21	1520,86	0,373
2	1793,47	654,98	962,01	0,326
3	903,59	545,93	762,10	0,268
4	563,87	359,81	577,62	0,236
5	418,02	255,01	702,81	0,221
6	179,70	141,18	234,12	0,180
7	2214,06	1115,97	1041,77	0,353
Výběrový průměr	1268,29	583,440	828,76	0,28
Výběrová směr. odchylka	1005,80	371,16	403,96	0,0726

Tabulka 9.3: Určené moduly pružnosti spongiózní kostní tkáně segmentu 3

Oblast	E_x [MPa]	E_y [MPa]	E_z [MPa]	BV/TV[-]
1	1440,14	620,43	1511,51	0,315
2	1020,22	660,37	1273,14	0,294
3	494,17	323,44	836,23	0,240
4	1347,97	433,92	1104,34	0,269
5	1072,83	834,36	1350,26	0,291
6	217,24	252,84	618,78	0,209
7	373,32	260,56	866,36	0,219
8	387,10	326,47	813,15	0,211
Výběrový průměr	794,12	464,05	1046,72	0,260
Výběrová směr. odchylka	480,83	215,72	311,05	0,0417

Tabulka 9.4: Určené moduly pružnosti spongiózní kostní tkáně segmentu 4

Z důvodu velkého rozptylu získaných hodnot je nutné použít jiné statistické vyhodnocení než určení výběrového průměru a výběrové směrodatné odchylky. Na základě studií van Ruijvena [31] a Maquera [38] lze z naměřených dat vytvořit závislost modulu pružnosti spongiózní kostní tkáně v jednotlivých směrech na histomorfometrickém parametru BV/TV. Pomocí této závislosti lze poté odhadnout mechanické vlastnosti kosti na základě histomorfometrických parametrů. Pro regresní analýzu byla vybrána na základě literatury [29, 31, 37] závislost mocninná v obecném tvaru:

$$E = a \cdot (BV/TV)^b + c \quad (9.2.2)$$

Regresní analýza byla prováděna v softwaru *MATLAB* [52].

9.2. PREZENTACE A ANALÝZY VÝSLEDKŮ

Oblast	E_x [MPa]	E_y [MPa]	E_z [MPa]	BV/TV[-]
1	1571,89	1063,94	1244,23	0,331
2	772,63	420,57	402,48	0,253
3	1743,88	348,10	1079,74	0,273
4	2558,42	807,98	2258,66	0,360
5	3991,01	1858,05	3738,02	0,457
6	1294,74	180,44	1508,96	0,271
7	1002,03	263,59	1228,01	0,251
8	456,80	294,15	456,11	0,207
Výběrový průměr	1673,93	654,60	1489,53	0,30
Výběrová směr. odchylka	1137,38	572,68	1081,92	0,0793

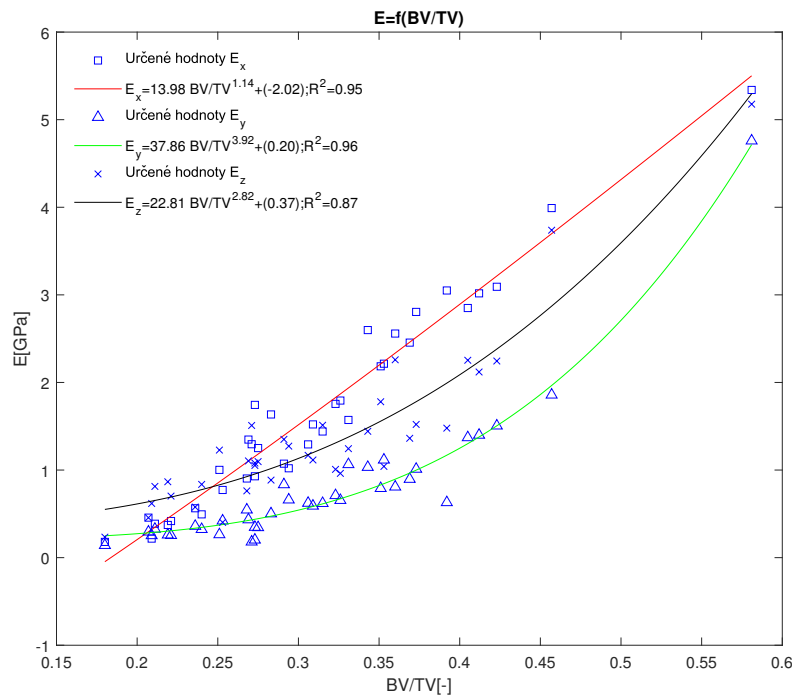
Tabulka 9.5: Určené moduly pružnosti spongiózní kostní tkáně segmentu 5

Byly vytvořeny celkem čtyři vztahy. První tři byly vytvořeny zvlášť pro každý směr určený souřadným systémem. Každý ze tří vztahů popisuje závislost modulu pružnosti spongiózní kostní tkáně na BV/TV v daném směru. Kromě samotných vztahů byly určeny i koeficienty determinace R^2 . Výsledné rovnice pro jednotlivé směry jsou graficky znázorněny na obrázku 9.14 a mají tvar:

$$E_x = 13,98 \cdot BV/TV^{1,14} - 2,02[GP a]; R^2 = 0,95 \quad (9.2.3)$$

$$E_y = 37,86 \cdot BV/TV^{3,92} + 0,20[GP a]; R^2 = 0,96 \quad (9.2.4)$$

$$E_z = 22,81 \cdot BV/TV^{2,82} + 0,37[GP a]; R^2 = 0,87 \quad (9.2.5)$$



Obrázek 9.14: Závislosti modulů pružnosti v jednotlivých směrech na BV/TV

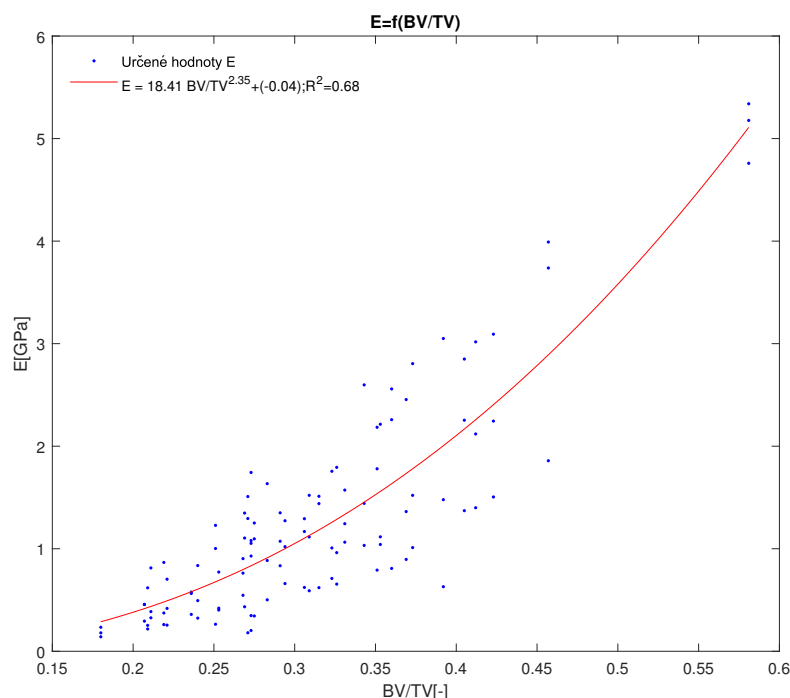
9. URČOVÁNÍ MECHANICKÝCH VLASTNOSTÍ SPONGIÓZNÍ KOSTNÍ TKÁNĚ

Vhodnost zvolené regresní funkce lze posoudit pomocí koeficientu determinace. Z velikostí koeficientů determinace je patrné, že určené vztahy velmi dobře vystihují závislost modulu pružnosti spongiózní kosti na BV/TV . Je vhodné poznamenat, že ve směru x a y je dosaženo velmi vysokých hodnot koeficientů determinace.

Poslední vztah byl určen pro všechny zjištěné hodnoty modulů pružnosti spongiózní kostní tkáně (tedy pro hodnoty ve všech směrech). Grafická podoba vztahu je zobrazena na obrázku 9.15, rovnice nabývá tvaru:

$$E = 18,41 \cdot BV/TV^{2,35} - 0,04[GPa]; R^2 = 0,68 \quad (9.2.6)$$

Z velikosti koeficientu determinace lze usoudit, že tento vztah nepopisuje tak dobře závislost modulu pružnosti spongiózní kostní tkáně ve všech směrech na BV/TV . V tomto případě to ovšem není způsobeno špatně zvolenou regresní funkcí, z obrázku 9.15 je totiž patrné, že zjištěné hodnoty modulů pružnosti spongiózní kostní tkáně tvoří poměrně široké pásmo, což způsobuje nízkou hodnotu koeficientu determinace.



Obrázek 9.15: Závislost modulu pružnosti ve všech směrech na BV/TV

V neposlední řadě je ještě nutné výsledky srovnat se závislostmi z literatury, které byly popsány v 5. kapitole. Nejprve je nutné zmínit, že materiálové charakteristiky lze kromě experimentu získat i výpočtovým modelováním. Tento fakt potvrzuje studie van Ruijvena [31], která se problematikou určení mechanických vlastností pomocí výpočtového modelování a následným srovnáním s experimentálními hodnotami přímo zabývala, případně studie Costy [39], ve které srovnávají velikosti posuvu získané experimentálně a výpočtovým modelováním. Z velikosti posuvu při známé působící síle a geometrii modelu lze poté získat modul pružnosti materiálu. Autoři udávají přesnost výpočtového modelování 89%, respektive 87%.

Pro samotné srovnání je nutné použít pouze závislosti u nichž byly histomorfometrické parametry měřeny obrazovou analýzou mikro-CT snímků. Vztahy také musí popisovat zá-

9.2. PREZENTACE A ANALÝZY VÝSLEDKŮ

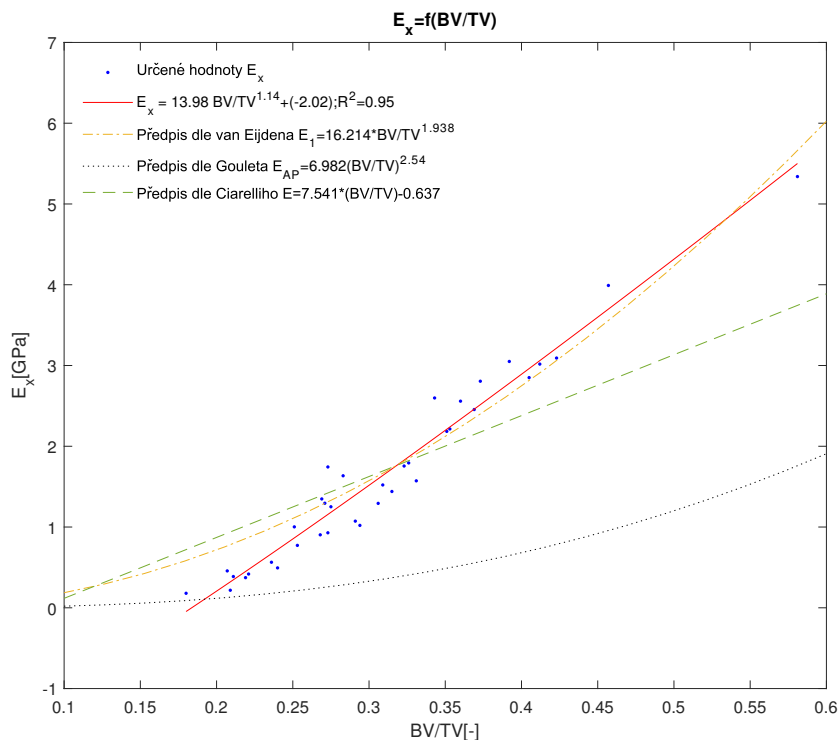
vislost modulu pružnosti spongiózní kostní tkáně na BV/TV. Pro srovnání ovšem nebylo možné použít závislosti zjištěné pro diploe, neboť se v literatuře zatím neobjevují. Vytvořené vztahy budou tedy srovnány se vztahy publikovanými Gouletem [29], Ciarellim [30] a van Eijdenem [37]. Pro názornost budou výsledky srovnány pouze graficky. Každý směr bude pro snadnější orientaci srovnán zvlášť, nakonec bude srovnán i vztah vytvořený pro všechny směry. Jelikož v literatuře se většinou závislosti uvádí pro hlavní mechanické směry, je nutné ještě jednotlivé vztahy pro různé směry uspořádat. Po uspořádání získáme závislosti v pořadí:

$$E_1 = E_x = 13,98 \cdot BV/TV^{1,14} - 2,02[GP a]; R^2 = 0,95 \quad (9.2.7)$$

$$E_2 = E_z = 22,81 \cdot BV/TV^{2,82} + 0,37[GP a]; R^2 = 0,87 \quad (9.2.8)$$

$$E_3 = E_y = 37,86 \cdot BV/TV^{3,92} + 0,20[GP a]; R^2 = 0,96 \quad (9.2.9)$$

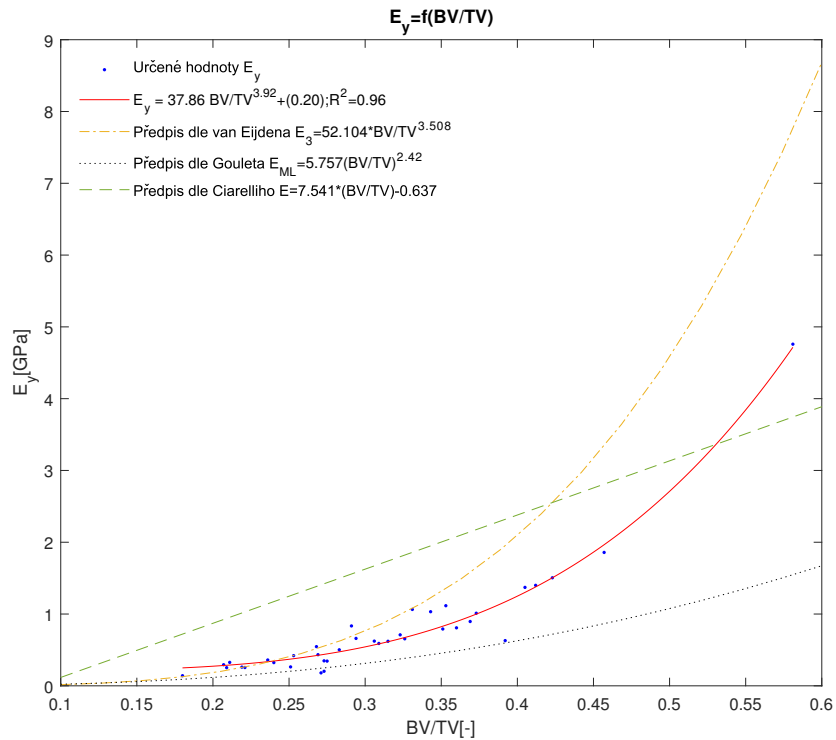
Srovnání vztahů určených pro jednotlivé směry je ukázáno na obrázcích 9.16, 9.17 a 9.18.



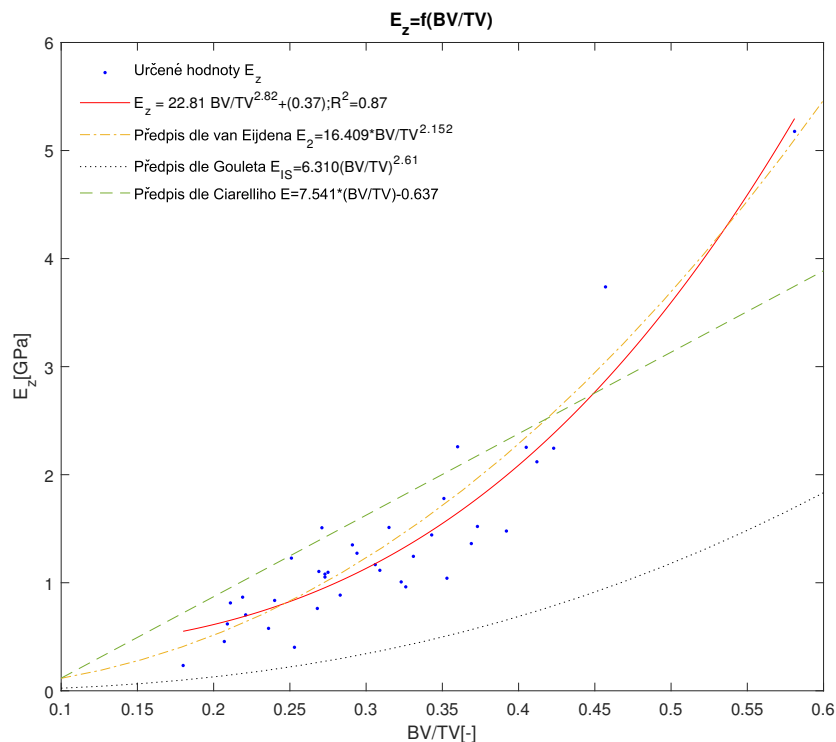
Obrázek 9.16: Srovnání závislosti ve směru x se vztahy z literatury

Z obrázků je patrná významná podobnost mezi vztahy určenými pro jednotlivé směry a vztahy publikovaným van Eijdenem, i když jsou ve směru y pro vyšší hodnoty BV/TV závislosti významně hodnotami rozdílné, což může být způsobeno buď tím, že van Eijdenova závislost nemá tak široký interval platnosti, nebo že struktura spongiózní kostní tkáně mandibulárního kondylu je v tomto směru rozdílná od struktury diploe. Pro zbývající dva směry je zde významná podobnost tvarů závislostí ale i hodnot, kterých nabývají. Mezi Ciarelliho závislosti a určenými vztahy není ve směru x a y významná podobnost,

9. URČOVÁNÍ MECHANICKÝCH VLASTNOSTÍ SPONGIÓZNÍ KOSTNÍ TKÁNĚ



Obrázek 9.17: Srovnání závislosti ve směru y se vztahy z literatury



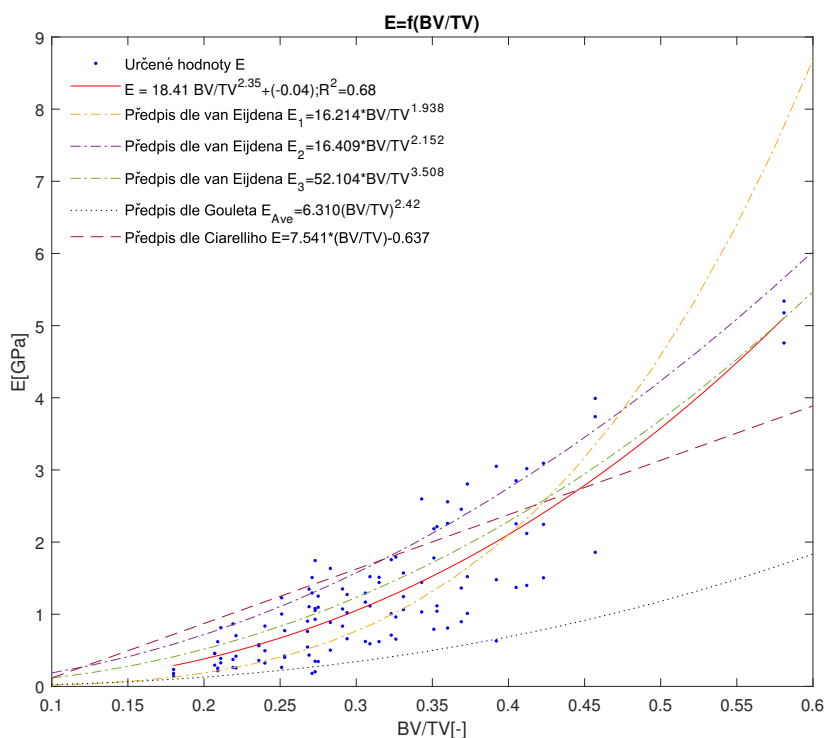
Obrázek 9.18: Srovnání závislosti ve směru z se vztahy z literatury

ve směru z je zde podobnost pouze pro $BV/TV \in (0, 2; 0, 4)$. To může být způsobeno jednak tím, že Ciarelliho závislost je určena pro všechny směry, nebo tím že byla určena

9.2. PREZENTACE A ANALÝZY VÝSLEDKŮ

pro spongiózní kost epifýzy femuru. S Gouletovými závislostmi je významnější podobnost pouze ve směru y. V ostatních směrech nabývají Gouletovy závislosti výrazně nižších hodnot oproti určeným vztahům. Roli v tom může hrát použití spongiózních kostních tkání z různých kostí lidského těla. Nakonec je vhodné poznamenat, že tvar závislostí v grafické podobě je téměř totožný s tvary, které byly predikovány ve studii van Ruijvena [31].

Srovnání vztahu určeného pro všechny směry dohromady s literaturou je ukázáno na obrázku 9.19. Je nutné poznamenat, že van Eijden ve své studii takovou závislost nemá, proto jsou v porovnání uvedeny všechny tři vztahy popisující závislost modulu pružnosti spogniální kosti na BV/TV .



Obrázek 9.19: Srovnání závislosti ve všech směrech se vztahy z literatury

Při porovnání je patrné, že výsledky jsou nejvíce podobné s van Eijdenovou studií, pro BV/TV ležící v intervalu platném pro van Eijdenovy závislosti velmi dobře odpovídají tvarem i samotnými hodnotami modulů pružnosti. Dále když budeme u Ciarelliho závislosti uvažovat, že je platná pouze pro $BV/TV \in (0, 15; 0, 40)$, lze též najít podobnost mezi touto závislostí a určeným vztahem. Ciarelliho závislost je ovšem posunuta k vyšším hodnotám, což může být způsobeno tím, že použil kost z dolní končetiny. S Gouletovou závislostí je tato závislost podobná pouze tvarem nikoliv však hodnotami modulů pružnosti. Důvody rozdílnosti budou zřejmě stejné jako u srovnání Gouletových závislostí a určených vztahů pro jednotlivé směry.

10. Závěr

Téma mechanických vlastností diploe je stále více aktuální, neboť s rozvíjející se úrovní kraniálních implantátů roste nutnost ověřování jejich napěťových stavů. Absence vztahů popisujících mechanické vlastnosti diploe na histomorfometrických parametrech ověřování do značné míry komplikovala. Proto byly výpočtovým modelováním, konkrétně použitím metody konečných prvků, vztahy určeny.

V teoretickém úvodu práce byla nejprve rozebrána anatomie lebky a zobrazovací metody v lékařství. Dále se tato část zabývala parametry kvantifikujícími vlastnosti kostí, rozebrán byl jejich význam, metoda pomocí níž se na kostních tkáních určují a také způsob jejich měření pomocí softwaru *ImageJ*. Dále byla provedena rešerše literatury s cílem zjistit metody používané k určování mechanických vlastností spongiózní kostní tkáně pomocí výpočtového modelování.

V praktické části práce byla jako první rozebrána metoda zpracování mikro-CT snímků, tzn. rozdělení segmentů na oblasti (tzv. segmentace), převedení snímků na binární obraz (tzv. prahování, nebo též binarizace) a nakonec vlastní měření histomorfometrických parametrů a jejich zpracování. Na prvním segmentu bylo provedeno měření pro tři varianty nastavení funkce *Threshold*, která slouží k prahování mikro-CT snímků, tyto tři varianty poté byly srovnány, aby byl patrný vliv prahování na výsledné hodnoty histomorfometrických parametrů.

V části věnující se určování mechanických vlastností byly nejprve určeny mechanické vlastnosti spongiózní kosti na segmentu, jež byl odprahován všemi třemi variantami funkce *Threshold*. Dle očekávání bylo zjištěno, že pro nižší dolní prahové hodnoty při binarizaci snímku získáme vyšší hodnoty BV/TV, a tím pádem i vyšší hodnoty modulu pružnosti spongiózní kosti. Při porovnání všech tří variant bylo zjištěno, že ačkoliv se BV/TV pro jednotlivé varianty liší pouze nepatrně, rozdíly v mechanických vlastnostech jsou poměrně významné. Počet takto hodnocených oblastí však nebyl tak velký, aby mohlo být provedeno statistické hodnocení vlivu.

Stěžejním bodem této práce bylo určení mechanických vlastností spongiózní kosti na pěti hodnocených segmentech odebraných převážně z os occipitale. Všechny segmenty byly prahovány stejnou variantou funkce *Threshold*. Pro každou oblast segmentu byly určeny mechanické vlastnosti ve třech směrech určených výše popsáním souřadnicovým systémem. Výsledky byly statisticky zpracovány. Byly vytvořeny tři vztahy popisující závislost modulu pružnosti spongiózní kostní tkáně v jednotlivých směrech definovaných souřadným systémem na BV/TV. Z velikosti hodnot koeficientu determinace ($R_x^2 = 0,95$; $R_y^2 = 0,96$; $R_z^2 = 0,87$) lze říci, že vztahy velmi dobře popisují závislost modulu pružnosti na BV/TV. Čtvrtý vytvořený vztah popisuje závislost modulu pružnosti spongiózní kosti ve všech směrech na BV/TV, použitelnost vztahu bude zřejmě omezená, díky značné variabilitě dat ($R^2 = 0,68$) totiž vnáší už samotné statistické zpracování dat poměrně velkou nepřesnost. Srovnání s předpisy z literatury ukazuje významnou podobnost mezi určenými vztahy a těmito předpisy. Tvarem i velikostí hodnot jsou vztahy nejvíce podobné předpisům, jež byly též získány také výpočtovým modelováním, a to i přes skutečnost, že se jedná o předpisy určené pro spongiózní kostní tkáně jiných kostí. Určené vztahy je možné použít pro odhadnutí směrových modulů pružnosti spongiózní kostní tkáně právě například při posuzování deformačních a napěťových stavů uložení kraniálních implantátů.

Všechny cíle bakalářské práce byly splněny.

Literatura

- [1] ČECH, Svatopluk, Drahomír HORKÝ, Ladislav ILKOVICS a Irena LAUSCHOVÁ. Obecná histologie: Učební text a atlas. In: *MEFANET*: 17.5.2006 [online]. Brno, 2006 [cit. 2020-02-19]. Dostupné z: <https://www.med.muni.cz/histology/MedAtlas3/bin-release/MedAtlas.html#>
- [2] ČIHÁK, R. *Anatomie* 1. 2. vyd. Praha: Grada Publishing, 2001, 497 s. ISBN 80-7169-970-5.
- [3] DOUBE, M.; KŁOSOWSKI, M. M. & ARFANDA-CARRERAS, I. et al. (2010). BoneJ: Free and extensible bone image analysis in ImageJ. *Bone* 47(6): 1076-1079, PMID 20817052 (on Google Scholar).
- [4] DYLEVSKÝ, Ivan. *Základy funkční anatomie člověka*. Praha: Česká technika - nakladatelství ČVUT, 2013. ISBN 978-80-01-05249-5.
- [5] KŘEN, Jiří, Josef ROSENBERG a Přemysl JANÍČEK. *Biomechanika*. 2. vydání - dotisk. Plzeň: Vydavatelství Západočeské univerzity v Plzni, 2006. ISBN 80-7082-792-0.
- [6] RUEDEN, C. T.; SCHINDELIN, J. & Hiner, M. C. et al. (2017). ImageJ2: ImageJ for the next generation of scientific image data. *BMC Bioinformatics* 18:529, PMID 29187165, doi:10.1186/s12859-017-1934-z (on Google Scholar).
- [7] SCHINDELIN, J.; ARGANDA-CARRERAS, I. & FRISE, E. et al. (2012). Fiji: an open-source platform for biological-image analysis. *Nature methods* 9(7): 676-682, PMID 22743772, doi:10.1038/nmeth.2019 (on Google Scholar).
- [8] SCHMID, B.; SCHINDELIN, J. & CARDONA, A. et al. (2010). A high-level 3D visualization API for Java and ImageJ. *BMC Bioinformatics* 11(1): 1, PMID 20492697, doi:10.1038/nmeth.3392 (on Google Scholar).
- [9] VALENTA, Jaroslav a kol. *Biomechanika*. Praha: Nakladatelství Československé akademie věd, 1985. ISBN 21-011_85.
- [10] VOMÁČKA, Jaroslav a kol. *Zobrazovací metody: pro radiologické asistenty*. 2. doplněné vydání. Olomouc: Univerzita Palackého Olomouc, 2015. ISBN 978-80-244-4508-3.
- [11] CHAMRAD, J., MARCIÁN, P., BORÁK, L.: On the level of computational model of a human skull: A comparative study. *Applied and Computational Mechanics*, roč. 12, č. 1, str. 5-16. DOI: 10.24132/acm.2018.385, 2018
- [12] BORÁK, L., MARCIÁN, P.: Inhomogeneous Material Properties Assignment to Finite Element Models of Bone: A Sensitivity Study. *In Engineering Mechanics* 2017. s. 190-193. ISBN: 978-80-214-5497-2, 2017
- [13] RIDWAN-PRAMANA, A.; MARCIÁN, P.; BORÁK, L.; NARRA, N.; FOROUZANFAR, T.; WOLFF, J.: Structural and mechanical implications of PMMA implant shape and interface geometry in cranioplasty – a finite element study. *Journal of cranio-maxillofacial surgery*, roč. 44, č. 1, s. 34-44. DOI <http://dx.doi.org/10.1016/j.jcms.2015.10.014>, 2016

- [14] HUDÁK, Radovan a David KACHLÍK. *Memorix anatomie*. 3. vydání. Praha: Triton, 2015. ISBN 978-80-7387-959-4.
- [15] EVANS F.G.: *Stress and strain in bones. The relation to fractures and osteogenesis*. C.C. Thomas Publisher, Springfield 1957 (převzato z Valenta a kol., 1985)
- [16] SEDLIN E.D.; A rheology model for cortical bone. *Acta Orthopaed Scand*. 83, str. 77 (1965) (převzato z Valenta a kol. 1985)
- [17] EVANS. F.G.; Significant differences in the tensile strength of adult human compact bone. In: *Proceedings of the first european bone and tooth symposium*, Pergamon Press, Oxford 1964. (převzato z Valenta a kol. 1985)
- [18] KUMMER B.; Biomechanics of bone : Mechanical properties, functional structure, functional adaptation. In: *Biomechanics. Its foundations and objectives*. Ed. by Y. C. Fung, N. Perrone, M. Anliker. Prentice Hall, Englewood Cliffs 1972. (převzato z Valenta a kol. 1985)
- [19] SAHA S., HAYES W.C.; Tensile impact properties of human compact bone. *J. Biomechanics* 9, str. 243 (1976) (převzato z Valenta a kol. 1985)
- [20] Radiologie. In: Wikipedia: the free encyclopedia [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2020-02-26]. Dostupné z: <https://cs.wikipedia.org/wiki/Radiologie>
- [21] BARTONÍČEK, Jan a Jiří HŘEŇ. *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*. Praha: MAXDORF, 2004. ISBN 80-7345-017-8.
- [22] Rentgenové záření [online]. [cit. 2020-02-26]. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/Rentgenov%C3%A9_z%C3%A1%C5%99en%C3%AD
- [23] Skiografie. WikiSkripta [online]. [cit. 2020-03-03]. Dostupné z: <https://www.wikiskripta.eu/w/Skiografie>
- [24] Výpočetní tomografie a Hounsfieldovy jednotky. WikiSkripta [online]. [cit. 2020-03-07]. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/V%C3%BDpo%C4%8Detn%C3%AD_tomografie_a_Hounsfieldovy_jednotky
- [25] RHO, Jae-Young, Ting J. TSUI a George M. PHAR. Elastic properties of human cortical and trabecular lamellar bone measured by nanoindentation. *Biomaterials* [online]. Elsevier, 1997 [cit. 2020-03-07]. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0142961297000732>
- [26] TURNER, Charles H., Jae RHO, Yuichi TAKANO, Ting Y. TSUI a George M. PHARR. The elastic properties of trabecular and cortical bone tissues are similar: results from two microscopic measurement techniques. *Journal of Biomechanics* [online]. 1999 [cit. 2020-03-07]. Dostupné z: <https://www-sciencedirect-com.ezproxy.lib.vutbr.cz/science/article/pii/S0021929098001778?via%3Dihub>
- [27] YAMADA H.: *Strenght of Biological materials*. The Wiliams & Wilkins Company, Baltimore 1970 (převzato z Valenta a kol. 1985)

- [28] GIBSON, L.J. The mechanical behaviour of cancellous bone. *Journal of Biomechanics*. 1985, 18(5), 317-328. DOI: 10.1016/0021-9290(85)90287-8. ISSN 00219290. Dostupné také z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0021929085902878>
- [29] GOULET, R.W., S.A. GOLDSTEIN, M.J. CIARELLI, J.L. KUHN, M.B. BROWN a L.A. FELDKAMP. The relationship between the structural and orthogonal compressive properties of trabecular bone. *Journal of Biomechanics*. 1994, 27(4), 375-389. DOI: 10.1016/0021-9290(94)90014-0. ISSN 00219290. Dostupné také z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0021929094900140>
- [30] CIARELLI, T. E., D. P. FYHRIE, M. B. SCHAFFLER a S. A. GOLDSTEIN. Variations in Three-Dimensional Cancellous Bone Architecture of the Proximal Femur in Female Hip Fractures and in Controls. *Journal of Bone and Mineral Research*. 2000, 15(1), 32-40. DOI: 10.1359/jbmr.2000.15.1.32. ISSN 08840431. Dostupné také z: <http://doi.wiley.com/10.1359/jbmr.2000.15.1.32>
- [31] VAN RUIJVEN, L.J., E.B.W. GIESEN, M. FARELLA a T.M.G.J. VAN EIJDEN. Prediction of Mechanical Properties of the Cancellous Bone of the Mandibular Condyle. *Journal of Dental Research*. 2016, 82(10), 819-823. DOI: 10.1177/154405910308201011. ISSN 0022-0345. Dostupné také z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/154405910308201011>
- [32] History of microCT. MicroCT world [online] 15. 12. 2011 [cit. 2020-03-23]. Dostupné z: <http://microctworld.net/the-history-of-microct/>
- [33] ŽÁK, Jiří. *Histomorfometrie a kostní biopsie*. Zdraví a medicína [online]. [cit. 2020-05-15]. Dostupné z: <https://zdravi.euro.cz/clanek/postgradualni-medicina/histomorfometrie-a-kostni-biopsie-143211>
- [34] PARFITT, A. Michael, Marc K. DREZNER, Francis H. GLORIEUX, John A. KANIS, Hartmut MALLUCHE, Pierre J. MEUNIER, Susan M. OTT a Robert R. RECKER. Bone Histomorphometry : Standardization of Nomenclature, Symbols, and Units. *Journal of Bone and Mineral Research* [online]. 1987, 2(6) [cit. 2020-05-15]. DOI: 10.1002/jbmr.5650020617. Dostupné z: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/jbmr.5650020617>
- [35] DEMPSTER, David W., Juliet E. COMPSTON, Marc K. DREZNER, et al. Standardized Nomenclature, Symbols, and Units for Bone Histomorphometry: A 2012 Update of the Report of the ASBMR Histomorphometry Nomenclature Committee. *Journal of Bone and Mineral Research* [online]. [cit. 2020-05-16]. DOI: 10.1002/jbmr.1805. Dostupné z: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/jbmr.1805>
- [36] HILDEBRAND, T. a P. RÜEGSEGG. A new method for the model-independent assessment of thickness in three-dimensional images. *Journal of Microscopy*. 1997, 185(1), 67-75. DOI: 10.1046/j.1365-2818.1997.1340694.x .
- [37] VAN EIJDEN, T.M.G.J., P.N. VAN DER HELM, L.J. VAN RUIJVEN a L. MULDER. Structural and Mechanical Properties of Mandibular Condylar Bone. *Journal of Dental Research*. 2016, 85(1), 33-37. DOI: 10.1177/154405910608500105. ISSN 0022-0345. Dostupné také z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/154405910608500105>

LITERATURA

- [49] SOLID187 Geometry: ANSYS Help. In: *ANSYS: ANSYS Help* [online]. 2020 [cit. 2020-06-21]. Dostupné z: https://ansyshelp.ansys.com/account/secured?returnurl=/Views/Secured/corp/v201/en/ans_elem/Hlp_E_SOLID187.html?q=solid187
- [50] ZHAO, S., M. ARNOLD, S. MA, R. L. ABEL, J. P. COBB, U. HANSEN a O. BOUGHTON. *Standardizing compression testing for measuring the stiffness of human bone* [online]. 2018, 7(8), 524-538 [cit. 2020-06-21]. DOI: 10.1302/2046-3758.78.BJR-2018-0025.R1. ISSN 2046-3758. Dostupné z: <https://online.boneandjoint.org.uk/doi/10.1302/2046-3758.78.BJR-2018-0025.R1>
- [51] CATFISH ANIMATION STUDIO. *Anatomy 3D Atlas* [software]. 8. září 2015, 22. března 2020 [cit. 2020-06-18]. Dostupné z: <https://play.google.com/store/apps/details?id=com.catfishanimationstudio.SkeletalSystemPreview>. Požadavky na systém: Android 7.1, 3 GB RAM
- [52] MATLAB, 2018. *9.7.0.1190202 (R2019b)*, Natick, Massachusetts: The MathWorks Inc.

Seznam použitých zkratk a symbolů

BS/BV	Plošný podíl kostní tkáně [mm^{-1}]
BV/TV	Objemový podíl kostní tkáně [-]
CT	Počítačová tomografie
DA	Stupeň anisotropie spongiózní kostní tkáně [-]
E_{AP}	Modul pružnosti ve směru anteroposteriorním [MPa]
E_{IS}	Modul pružnosti ve směru inferosuperiorním [MPa]
E_{ML}	Modul pružnosti ve směru mediolaterálním [MPa]
ε	Přetvoření [-]
FEM	Metoda konečných prvků
HU	Hounsfieldovy jednotky [-]
MIL	Mean Intercept Length
MKP	Metoda konečných prvků
μ	Poissonovo číslo [-]
ρ_{app}	Zdánlivá hustota kostní tkáně [$\frac{g}{cm^3}$]
Tb.N	Střední počet trabekul [mm^{-1}]
Tb.Sp	Střední trabekulární prostor [mm]
Tb.Th	Střední trabekulární tloušťka [mm]
σ	Napětí [MPa]

Seznam tabulek

4.1	Moduly pružnosti kompaktní kostní tkáně z literatury	9
4.2	Moduly pružnosti spongiózní kostní tkáně z literatury	10
9.1	Určené moduly pružnosti spongiózní kostní tkáně segmentu 1	36
9.2	Určené moduly pružnosti spongiózní kostní tkáně segmentu 2	37
9.3	Určené moduly pružnosti spongiózní kostní tkáně segmentu 3	37
9.4	Určené moduly pružnosti spongiózní kostní tkáně segmentu 4	37
9.5	Určené moduly pružnosti spongiózní kostní tkáně segmentu 5	38

Seznam obrázků

1.1	Zkoumané segmenty lebky - ukázka variability vnitřní struktury	3
4.1	Boční pohled na lebku - kostra mozkového oddílu lebky [44]	6
4.2	Čelní pohled na lebku - kostra obličejového oddílu lebky [43]	7
4.3	Fibrilární složka [42]	7
4.4	Vláknitá kostní tkáň [46]	8
4.5	Lamelózní kostní tkáň v Haversově systému [45]	8
6.1	Rentgenka s rotační anodou [48]	15
6.2	Schéma rozmístění přístrojů při CT vyšetření [47]	17
6.3	Kaudokraniální CT mozku [41]	17
7.1	Vizualizace hodnot lokální trabekulární tloušťky	20
7.2	Vizualizace hodnot lokálního mezitrabekulárního prostoru	21
8.1	Lebka s vyznačeným místem odběru segmentů (vytvořeno pomocí Anatomy 3D Atlas [51], upraveno)	22
8.2	Vyšetřované segmenty lebky	23
8.3	Rozdělení segmentu 1 na osm úseků	23
8.4	Ukázka segmentace spongiózní tkáně	24
8.5	Ukázka použití funkce <i>Threshold</i> i s nastavením na segmentu 1, oblasti 2	24
8.6	Srovnání ploch pro tři varianty nastavení funkce <i>Threshold</i>	25
8.7	Výsledky měření na segmentu 1 pro variantu <i>Threshold</i> 20000	26
8.8	Výsledky měření na segmentu 1 pro variantu <i>Threshold</i> 21000	26
8.9	Výsledky měření na segmentu 1 pro variantu <i>Threshold</i> 22000	26
8.10	Výsledky měření na segmentu 2 pro variantu <i>Threshold</i> 20000	27
8.11	Výsledky měření na segmentu 3 pro variantu <i>Threshold</i> 20000	27
8.12	Výsledky měření na segmentu 4 pro variantu <i>Threshold</i> 20000	27
8.13	Výsledky měření na segmentu 5 pro variantu <i>Threshold</i> 20000	28
8.14	Výsledky měření na oblasti 1 segmentu 1 pro všechny varianty <i>Threshold</i>	28
9.1	Souřadný systém a rozměry modelu geometrie oblasti	29
9.2	Globální souřadnicový systém segmentu	30
9.3	Okrajové podmínky na oblasti ve směru x	31
9.4	Odstranění volných elementů - GOM Inspect 2018	31
9.5	Prvek SOLID187 [49]	32
9.6	Diskretizovaný model geometrie - Mechanical APDL	32
9.7	Srovnání redukovaného přetvoření HMM pro jednotlivé varianty funkce <i>Threshold</i>	34
9.8	Srovnání redukovaného přetvoření HMM pro jednotlivé varianty funkce <i>Threshold</i> - detail	34
9.9	Srovnání redukovaného přetvoření HMM pro jednotlivé varianty funkce <i>Threshold</i> - detail trabekuly	34
9.10	Srovnání deformace ve směru x pro jednotlivé varianty funkce <i>Threshold</i>	35
9.11	Srovnání variant funkce <i>Threshold</i>	35
9.12	Redukované přetvoření HMM v jednotlivých směrech	36
9.13	Deformace v jednotlivých směrech	36
9.14	Závislosti modulů pružnosti v jednotlivých směrech na BV/TV	38
9.15	Závislost modulu pružnosti ve všech směrech na BV/TV	39
9.16	Srovnání závislosti ve směru x se vztahy z literatury	40

SEZNAM OBRÁZKŮ

9.17 Srovnání závislosti ve směru y se vztahy z literatury	41
9.18 Srovnání závislosti ve směru z se vztahy z literatury	41
9.19 Srovnání závislosti ve všech směrech se vztahy z literatury	42